

Aus der Abteilung für Zahnerhaltung und Präventivmedizin
(Leiter: Prof. Dr. J.-F. Roulet)
des Zentrums für Zahnmedizin (Campus Virchow-Klinikum)
der Medizinischen Fakultät Charité
der Humboldt-Universität zu Berlin

DISSERTATION

Der Einfluß der Ausarbeitung mit verschiedenen rotierenden Instrumenten auf die Randqualität und Oberflächenmorphologie von zahnfarbigen lichthärtenden Restaurationen

Zur Erlangung des akademischen Grades
Doctor medicinae dentariae
(Dr. med. dent.)

vorgelegt der Medizinischen Fakultät Charité
der Humboldt-Universität zu Berlin

von
Henning Bunte
aus Halle in Westfalen

Dekan: Prof. Dr. med. Dr. h. c. R. Felix

Gutachter: 1. M. J. Noack
2. R. J. Radlanski
3. J.-F. Roulet

Datum der Promotion: 28. September 2001

Zusammenfassung

Schlagwörter: Quantitative Randanalyse, Oberflächenrauigkeit, lichthärtende Füllungsmaterialien, Diamantfinierer, Hartmetallfinierer

In dieser Studie wurde das Verhalten eines neuentwickelten Hartmetallfinierers der Firma Brasseler und herkömmlicher grober und feiner Diamantfinierer der Firmen Intensiv und Brasseler an vier verschiedenen Füllungsmaterialien untersucht. Bei dem Hartmetallfinierer handelt es sich um ein Kombinationsinstrument, das sich im Rechtslauf durch eine hohe Arbeitsleistung auszeichnet und zum Konturieren von Füllungen gedacht ist. Im Linkslauf soll das Instrument zur Feinausarbeitung eingesetzt werden, die Arbeitsleistung ist geringer.

In 120 extrahierte menschliche Zähne wurden ovale Klasse-V-Kavitäten (Länge: 4 mm, Breite: 3 mm, Tiefe: 2 mm) präpariert, die jeweils zur Hälfte im Schmelz und Dentin lagen. Jeweils 30 Zähne wurden nach Herstellerangaben mit demselben Füllungsmaterial gefüllt (Prodigy, Silux Plus, Dyract AP, Fuji LC). Anschließend wurden die Restaurationen zunächst mit den gröberen Finierdiamanten und dem Kombifinierer im Rechtslauf konturiert. Jeweils 10 Proben eines jeden Füllungsmaterials wurden mit einem der Instrumente bearbeitet. Auf diese Weise ergaben sich 12 Material-Instrumenten-Kombinationen. Nach dreiwöchiger Wasserlagerung wurde die Rauigkeit der Füllungsflächen mit einem Profilometer gemessen. Außerdem erfolgte eine Auswertung der Randqualität mittels quantitativer Randanalyse.

Im Anschluß hieran wurden die Füllungen mit den feineren Diamantinstrumenten bzw. dem Kombifinierer im Linkslauf finiert. Die Füllungen wurden anschließend einer Temperaturwechselbelastung unterzogen (2000 Zyklen zwischen 5°C und 55°C). Erneut erfolgte eine quantitative Randanalyse und eine Oberflächenrauigkeitsmessung.

Die statistische Auswertung der Daten ergab, daß der Kombifinierer im Linkslauf im Gegensatz zu den feinen Diamantfinierern keine Verbesserung der Oberflächenqualität bewirkt. Die Auswirkungen der Instrumente auf die Randqualität ist gleich.

Fuji LC weist die höchste Oberflächenrauigkeit auf. Die übrigen Füllungsmaterialien unterscheiden sich diesbezüglich nicht statistisch signifikant voneinander.

Die Silux Plus Restaurationen zeichnen sich durch einen im Vergleich zu den übrigen Materialien hohen Anteil an Randspalten sowohl im Dentin- als auch im Schmelzbereich aus. Die Prodigy Füllungen haben signifikant mehr Randspalten im Dentin als Fuji LC und Dyract AP Füllungen, jedoch auch signifikant weniger als Silux Plus im gleichen Bereich.

Abstract

Keywords: margin analysis, surface roughness, lightcuring filling materials, finishing diamonds, tungsten carbide burs

In this study a newly developed tungsten carbide finishing bur (Brasseler) and conventional coarse and fine grit finishing diamonds of the companies Intensiv and Brasseler were studied with four different filling-materials. The carbide bur is a combination-instrument, that distinguishes itself in the right-hand rotation by a high performance and is intended for the contouring of fillings. When used in a left-hand rotation the instrument should be applied for polishing. In this case the cutting performance is inferior.

Oval class-V-cavities (length: 4 mm, width: 3 mm, depth: 2 mm) were prepared into 120 extracted human teeth with one half of the margin length in dentin and one half in enamel. In each case, 30 teeth were filled according to manufacturer-recommendation with the same filling-material (Prodigy, Silux Plus, Dyract AP, Fuji LC). Subsequently the restorations were trimmed with the coarser finishing diamonds and the combination bur with a right-hand rotation. Ten samples of each filling-material were ground with one of the instruments. Thus 12 material-instrument-combinations were established. After three weeks of water-storage, the surface roughness of the fillings was measured with a profilometer. Furthermore, an evaluation of the margin-quality was carried out by means of quantitative margin analysis.

After this, the fillings were either polished with the finer diamond-instruments or with the combination-instrument in a left-hand rotation. Afterwards the samples were subjected to a thermocycling procedure (2000 cycles between 5°C and 55°C). Again a quantitative margin analysis and a surface-roughness-measurement were performed.

In contrast to the fine diamond instruments, the statistical evaluation of the data revealed that the combination finishing bur does not improve the surface quality in a left-hand rotation. The effect of the instruments on the margin quality is the same.

Fuji LC shows the highest surface-roughness, the other filling-materials do not differ statistically significantly from one another.

The Silux Plus restorations are characterized by a high percentage of marginal openings in both enamel and dentin. The Prodigy fillings show significantly more marginal gaps in dentin than Fuji LC and Dyract AP fillings, but significantly less than Silux Plus in the same area.

INHALTSVERZEICHNIS

1	EINLEITUNG.....	9
2	LITERATURÜBERSICHT.....	11
2.1	Zahnfarbige plastische Füllungsmaterialien	11
2.1.1	<i>Kompositmaterialien</i>	11
2.1.1.1	Matrix (Monomere und Additive)	13
2.1.1.2	Füllpartikel, Klassifikation und Materialeigenschaften	14
2.1.1.3	Verbindungsagens (Coupling Agent, Silane)	16
2.1.2	<i>Glasionomerzemente</i>	17
2.1.2.1	Abbindemechanismus	17
2.1.2.2	Materialeigenschaften	18
2.1.3	<i>Hybridionomere (lichthärtende GIZ)</i>	18
2.1.3.1	Materialeigenschaften	19
2.1.4	<i>Kompomere</i>	19
2.1.4.1	Materialeigenschaften	20
2.1.5	<i>Haftmechanismen (allgemein)</i>	20
2.1.5.1	Schmelzhaftung der Komposits	21
2.1.5.2	Dentinhaftung der Komposits	22
2.1.5.3	Haftmechanismen der Glasionomerzemente	24
2.1.5.4	Haftmechanismen der Kompomere	24
2.1.6	<i>Marginale Adaptation</i>	24
2.1.6.1	Flow	25
2.1.6.2	Konfiguration der Kavität	25
2.1.6.3	Elastizitätsmodul (E-Modul)	26
2.1.6.4	Hygroskopische Expansion	26
2.1.6.5	Thermisches Volumenverhalten	26
2.1.7	<i>Polierbarkeit zahnfarbiger Füllungsmaterialien</i>	27
2.1.7.1	Negative Folgen der Ausarbeitung	28
2.2	Rotierende Instrumente	29
2.2.1	<i>Klassifikation</i>	29
2.2.2	<i>Begriffsdefinition</i>	31
2.2.3	<i>Theoretische Grundlagen</i>	31
2.2.3.1	Drehmoment	32
2.2.3.2	Wärmeentwicklung	32
2.2.3.3	Vibrationseffekte	33
2.2.4	<i>Diamantschleifer</i>	34
2.2.4.1	Aufbau eines Diamantschleifers	34
2.2.5	<i>Hartmetallfinierer</i>	36
2.2.5.1	Schneidengeometrie	37
3	FRAGESTELLUNG.....	40
4	MATERIAL UND METHODE.....	41
4.1	Schematische Übersicht zum Versuchsablauf	42
4.2	Auswahl und Vorbereitung der Zähne	42
4.3	Kavitätenpräparation	42
4.4	Verteilung der Zähne in 12 Gruppen	43
4.5	Füllung der Kavitäten	43
4.6	Konturieren der Füllungen	45

4.7	Wasserlagerung.....	46
4.8	Replikaherstellung	46
4.9	Profilometrie (Oberflächenmessung)	47
4.10	Finieren der Füllungen	48
4.11	Temperaturwechselbelastung.....	48
4.12	Quantitative Randanalyse.....	49
4.13	Bewertung der Oberfläche mit dem REM	53
4.14	Statistische Auswertung.....	53
5	ERGEBNISSE	55
5.1	Ergebnisse der Profilometrie.....	56
5.1.1	<i>Überprüfung der Ra1- und Ra2-Werte auf signifikante Unterschiede</i>	56
5.1.2	<i>Vergleich der Instrumente</i>	58
5.1.3	<i>Vergleich der Füllungsmaterialien</i>	59
5.1.4	<i>Vergleich der Gruppen</i>	60
5.2	Oberflächenbeschaffenheit.....	61
5.3	Ergebnisse der quantitativen Randanalyse.....	66
5.3.1	<i>Einfluß der Temperaturwechselbelastung</i>	66
5.3.2	<i>Einfluß der Instrumente</i>	68
5.3.3	<i>Einfluß der Füllungsmaterialien</i>	69
5.4	Zusammenfassung der Ergebnisse	72
6	DISKUSSION	73
6.1	Material und Methode	73
6.1.1	<i>Übertragbarkeit der in vitro Versuche auf in vivo Bedingungen</i>	73
6.1.2	<i>Auswahl und Verarbeitung der Füllungsmaterialien</i>	73
6.1.3	<i>Auswahl und Anwendung der rotierenden Instrumente</i>	74
6.1.4	<i>Auswahl und Lagerung der Zähne</i>	74
6.1.5	<i>Kavitätenpräparation</i>	74
6.1.6	<i>Ausarbeitung</i>	75
6.1.7	<i>Wasserlagerung</i>	76
6.1.8	<i>Temperaturwechselbelastung</i>	76
6.1.9	<i>Quantitative Randanalyse</i>	77
6.1.10	<i>Profilometrie</i>	78
6.2	Ergebnisse	79
6.2.1	<i>Ergebnisse der Profilometrie</i>	79
6.2.1.1	<i>Vergleich der Instrumente / Vergleich Grob- und Feinbearbeitung</i>	79
6.2.1.2	<i>Vergleich der Füllungsmaterialien</i>	81
6.2.1.3	<i>Vergleich mit anderen Studien</i>	81
6.2.2	<i>Ergebnisse der quantitativen Randanalyse</i>	83
6.2.2.1	<i>Einfluß der Instrumente</i>	83
6.2.2.2	<i>Einfluß der Füllungsmaterialien</i>	84
7	SCHLUSSFOLGERUNG	86
8	LITERATURVERZEICHNIS.....	87
9	ANHANG.....	101

9.1	Meßergebnisse der Profilometrie	101
9.2	Ergebnisse der quantitativen Randanalyse	105
9.3	Danksagung	114
9.5	Erklärung	116

1 EINLEITUNG

Zahnfarbige plastische Füllungsmaterialien gehören heute zum Standard der modernen Füllungstherapie und werden seit Jahren erfolgreich für diesen Zweck eingesetzt [75].

Eine Vielzahl von Studien und Untersuchungen dokumentiert ihren Erfolg, läßt jedoch auch die Schwachpunkte dieser Materialien erkennen [105], [128].

Nach wie vor ist der Verbund zwischen Zahn und Füllung, die marginale Adaptation, der größte Schwachpunkt einer jeden Restauration [41], [129]. Läßt man die Materialeigenschaften außer Betracht, so kann jeder Arbeitsschritt der Füllungsanfertigung die Qualität und die Haltbarkeit der Restauration positiv oder negativ beeinflussen [28]. Dies gilt selbstverständlich auch für die abschließende Ausarbeitung der bereits applizierten und ausgehärteten Füllung.

Das Ziel einer jeden Ausarbeitung ist, eine möglichst glatte Füllungsoberfläche zu erzielen. Eine nicht ausreichend polierte Oberfläche weist eine Reihe von Nachteilen auf, die sich in Form von erhöhter Plaqueakkumulation, ästhetischen Einbußen und Gewebeirritationen manifestieren [163], [139].

In der Regel werden die Füllungen bei der Ausarbeitung zunächst mit rotierenden Hartmetallfräsern oder feinkörnigen Diamanten getrimmt und abschließend mit Feinstkorn-Diamanten, Hartmetallfinierern, Scheiben, Streifen oder Gummis und Polierpasten finiert [123], [18], [77].

In dieser Studie wurde der Einfluß der Ausarbeitung auf das Randverhalten und die Oberflächenqualität verschiedener Restaurationen untersucht. Die Qualität ist stets von dem angewandten Füllungsmaterial und den zur Ausarbeitung eingesetzten Instrumenten abhängig. Vier verschiedenartige zahnfarbige Füllwerkstoffe wurden mit Diamant- oder Hartmetallfinierern zunächst grob, dann fein ausgearbeitet. Nach jedem Arbeitsschritt erfolgten elektronenmikroskopische Analysen der Materialoberfläche sowie Rauigkeitsmessungen. Außerdem wurden die Füllungsråder im Sinne der quantitativen Randanalyse segmentweise auf Risse und Unebenheiten im Schmelz und Dentin überprüft. Mit Hilfe dieser Untersuchungen sollte unter

anderem festgestellt werden, ob die rotierenden Instrumente Schäden am Verbund zwischen Zahn und Füllung in Form von Randspalten hervorrufen oder diesbezüglich unterschiedliche Ergebnisse erzielen.

Zum Einsatz kamen Diamantfinierer der Hersteller Brasseler und Intensiv, sowie ein neu entwickelter sogenannter Kombifinierer (Brasseler). Beim Letzteren handelt es sich um einen modifizierten Hartmetallfräser, der im Rechtslauf zum groben Ausarbeiten und im Linkslauf zum Finieren angewandt wird. Auf diese Weise soll die Ausarbeitungszeit durch das Einsparen eines Instrumentenwechsels verkürzt werden.

Bei den Füllungsmaterialien handelt es sich um gängige Vertreter unterschiedlicher Materialgruppen. Es wurden 2 Kompositmaterialien (Prodigy, Silux Plus), ein Kompomer (Dyract AP) und ein lichthärtender Glasionomerzement (Fuji LC) eingesetzt.

2 LITERATURÜBERSICHT

2.1 Zahnfarbige plastische Füllungsmaterialien

Bedingt durch die wachsende Bedeutung zahnfarbiger Restaurationen, sind gerade in den letzten 5 Jahren zahlreiche neue Materialien verschiedener Hersteller auf den Markt gekommen (Tab. 2.2). Im Wesentlichen handelt es sich hierbei um Modifikationen oder Kombinationen der Komposits und Glasionomerzemente.

Die Eingruppierung dieser Produkte sowie deren Indikationsstellung ist für den Zahnarzt unübersichtlich geworden. HICKEL schlägt die in Tabelle 2.1 dargestellte Einteilung vor [75].

Tab. 2.1: Einteilung zahnfarbige plastische Füllungsmaterialien nach Hickel (1997)

Glasionomerzemente, bzw. Materialien auf Glasionomerzementbasis (enthalten Wasser)	Komposits, bzw. Materialien auf Kom- positbasis (kein Wasser zugefügt)
konventionelle GIZ	Hybridkomposits
metallverstärkte GIZ	Mikrofüllerkomposits
hochvisköse GIZ	Kompomere
Hybridionomere (lichthärtende GIZ)	polyacrylsäuremodifizierte Kunststoffe (PAMR)

2.1.1 Kompositmaterialien

Die Komposits bilden eine Materialgruppe der zahnfarbigen Füllungsmaterialien, die aus einer Weiterentwicklung der Methlymethacrylat-Technologie für die Zahnheilkunde hervorgeht. Bowen führte Vorläufer der heute gebräuchlichen Komposits erstmalig 1958 in die Zahnheilkunde ein [20].

Das Hauptanwendungsgebiet für Komposits ist die Füllungstherapie. Sie finden allerdings auch Anwendung als Befestigungsmaterialien, Fissurenversiegler, Provisorienmaterialien und in Dentinhaftsystemen. Die Zusammensetzung ist in diesen Fällen allerdings abweichend von der weiter unten aufgeführten Darstellung.

Alle Komposits setzen sich aus einer *organischen Matrix*, *anorganischen Füllpartikeln* und einem diese beiden Phasen verbindenden *Verbindungsagens* zusammen [106], [130], [135]. Durch Veränderungen des Mengenverhältnisses zwischen der Polymermatrix und den Füllstoffen können die mechanischen Eigenschaften der Komposits entscheidend variiert werden.

Die Aushärtung der in der Darreichungsform plastischen Komposits erfolgt durch eine Polymerisationsreaktion der Matrixmonomere [167].

Tab. 2.2: Physikalisch-chemische Eigenschaften verschiedener zahnfarbiger Füllungsmaterialien (Hickel & Kunzelmann)

	lichthärtendes GIZ	Kompomer	Mikrofüller - Komposit	Hybrid - Komposit
Produktbeispiel	Fuji II LC	Dyract AP	Silux Plus	Prodigy
Zugfestigkeit (MPa)	20-40	35-40	35-45	35-60
Biegefestigkeit (MPa)	30-60	90-125	40-90	100-145
Druckfestigkeit (MPa)	100-200	200-260	350-500	280-480
Vickershärte (kg/mm ²)	35-45	50-60	50-60	70-130
E-Modul (GPa)	5-20	5-8	3-7	10-25
Schmelz- haftung (MPa)	6-20	14-22	18-25	20-28
Dentinhaftung (MPa)	5-18	12-22	12-25	12-25
Fluoridabgabe (µg/cm ²)	50-600	30-60	0-10	0-10
Wasser zugefügt	ja	ja	nein	nein

2.1.1.1 Matrix (Monomere und Additive)

Eine Vielzahl von Monomeren aus der Klasse der Methacrylate findet heute eine Anwendung in Kompositen. Zwei wichtige Vertreter, neben vielen anderen, sind BisGMA (Bisphenol-A-diglycidyl-methacrylat) und TEGDMA (Triäthylenglykol-dimethacrylat), die in unterschiedlichen Mengenverhältnissen kombiniert werden [83]. TEGDMA dient dabei als Verdünner.

Die folgende Tabelle (Tab. 2.3) zeigt, wie sich die Materialeigenschaften des Komposits bei vermehrter Zugabe von TEGDMA verändern [5], [145].

Tab. 2.3: Eigenschaftsveränderungen der Komposits bei Zugabe von TEGDMA

	Viskosität	Poly- merisations- schrumpfung	Wasser- aufnahme	Sedi- mentierung der Füller	Zugabe- möglichkeit von Füllern
plus TEGDMA (Verdünn- monomer)	nimmt ab	nimmt zu	nimmt zu	nimmt zu	nimmt zu

Des weiteren sind der Monomermatrix lichthärtender Komposits folgende Additive beigemischt:

- *Photoaktivatoren*, z.B. Campherchinon, ermöglichen den Start der Polymerisation bei Bestrahlung mit der Polymerisationslampe.
- *Inhibitoren* vermeiden die ungewollte Polymerisation während der Lagerung.
- *Pigmente*, häufig Metalloxide, definieren die Zahnfarbe.
- *UV-Absorptionsmittel* verhindern Verfärbung und Alterung des Komposits durch UV-Licht [130], [84], [85], [55].

2.1.1.2 Füllpartikel, Klassifikation und Materialeigenschaften

Als Füllstoffe kommen Quarz, Glas oder Keramik mit einer Teilchengröße von 0,01 µm bis 100 µm zur Anwendung [106]. Sie werden in unterschiedlichen Mengen zwischen 30 und 90 Gewichtsprozent zugegeben und beeinflussen somit die Werkstoffeigenschaften [29].

Die meisten Klassifikationen von Komposits basieren auf der Art der verwendeten Füllstoffe, so auch der Vorschlag von LUTZ et al., der 4 Typen vorsieht [106], [166].

Typ 1: Makrofüller-Komposits

Dieser älteste Typ findet heute kaum noch Verwendung. Die Partikelgröße der gängigen Makrofüller liegt zwischen 10-30 μm (selten deutlich größer) bei einem Gesamtanteil von ca. 60-73 Volumenprozent. Häufig werden geringe Mengen (1-7%) Mikrofüllerpartikel (s. u.) zugegeben, um die gewünschte Viskosität zu erreichen.

Typ 2: Homogene Mikrofüller-Komposits

Homogene Mikrofüller-Komposits werden mit sehr feinen SiO_2 -Glaspartikeln (0,04 μm) gefüllt. Generell gilt: Je kleiner die Füllerpartikel, um so größer ist der gesamte Oberflächenbereich. In diesem Fall heißt das, daß für mikrogefüllte Komposits eine vergleichbar große Menge an Kunststoff zugefügt werden muß, um alle Partikeloberflächen zu benetzen und eine zufriedenstellende Viskosität zu erreichen. Ein sehr hoher Kunststoffanteil in Komposits führt allerdings zu einer starken Polymerisationsschrumpfung und ungünstigen mechanischen Eigenschaften. Aus diesem Grund sind homogene Mikrofüller-Komposits nicht auf dem Markt zu finden.

Typ 3: Inhomogene Mikrofüller-Komposits

Mit diesem Komposittyp wurden die Nachteile der homogenen Mikrofüller-Komposits dadurch weitgehend eliminiert, daß man auspolymerisierte Typ 2 Komposits zerkleinerte und diese sogenannten Vorpolymerisate wiederum mit nicht-polymerisierten homogenen Mikrofüller-Komposit vermengte. Die Vorpolymerisate verhindern somit eine übermäßige Polymerisationsschrumpfung, indem der Monomeranteil vermindert wird (Tab. 2.4).

Der Vorteil von mikrogefüllten Komposits liegt in der geringen Größe der Füller, die unterhalb der Wellenlänge des sichtbaren Lichts liegt. Dies hat zur Folge, daß die Oberfläche stets homogen erscheint. Überdies besitzen sie ein niedriges Elastizitätsmodul, was für manche Indikationsbereiche von Vorteil sein kann (z.B. Silux Plus: 40 Volumenprozent anorganische Füllstoffe, durchschnittliche Partikelgröße 0,04 μm).

Typ 4: Hybridkomposits

Bei diesem gängigen Typ wurde versucht, die positiven Eigenschaften der Mikro- und Makrofüller-Komposits zu vereinen, indem man Mikro- und Makrofüller einsetzt. Die Zwischenräume der großen Makrofüller wurden mit Mikrofüllerpartikeln aufgefüllt, mit dem Ziel einer geringen Polymerisationsschrumpfung und hohen Abrasionsfestigkeit (Tab. 2.4) [37], [107].

(z.B. Prodigy: 79 Gewichtsprozent Füllstoffe, durchschnittliche Partikelgröße 0,6 μm)

Tab. 2.4: Vergleich Hybridkomposits - mikrogefüllte Komposits

	Hybridkomposits	Mikrogefüllte Komposits
Fülleranteil (Gew.-%)	80-85	35-55
Fülleranteil (Vol.-%)	55-65	25-35
Lineare Kontraktion (%)	0,1-0,2	0,2-0,6
Wasseraufnahme (Gew.-%)	1	3

2.1.1.3 Verbindungsagens (Coupling Agent, Silane)

Um eine Verbindung zwischen Kunststoff und Füllstoff zu erreichen, muß der Kunststoff die Füllerpartikel umfassen und eine chemische und mechanische Verbindung mit ihnen eingehen. Die Stärke der mechanischen Bindung ist von der Oberflächenstruktur und -größe der Füllpartikel abhängig. Kugelförmige Füllstoffe bieten eine kleinere Retentionsfläche als beispielsweise splitterförmige Teilchen.

Eine chemische Verbindung zwischen Matrix und Füllern stellt das Verbindungsagens her, das meist zu der Gruppe der Silane gehört. Hierbei handelt es sich um bifunktionelle Moleküle, die einen organischen und anorganischen Anteil aufweisen. Die Beschichtung der anorganischen Füllstoffe

mit Silanen bewirkt deren Hydrophobierung, wodurch die chemische Bindung mit der ebenfalls hydrophoben Kunststoffmatrix möglich wird.

Durch einen sowohl chemischen als auch mechanischen Verbund von Matrix und Füllstoffen werden die mechanischen Eigenschaften der Komposits erheblich verbessert (Tab. 2.2).

2.1.2 Glasionomerzemente

Ende der 60er Jahre wurden die Glasionomerzemente (GIZ) von WILSON und KENT entwickelt und 1972 unter dem Produktnamen ASPA auf den Markt gebracht. [169], [98], [17]. Der Name ASPA ist die Abkürzung für Alumino-Silikat-Poly-Acrylat und weist auf die Herkunft und Zusammensetzung hin. Die GIZ haben sich aus den Carboxylat- und Silikatzementen entwickelt [170], [53]. Das anorganische Glaspulver (Kalzium-Aluminium- bzw. Strontium-Fluoro-Silikat-Gläser) stammt von den Silikatzementen, die organische Flüssigkeit (Polyacryl- bzw. Polycarbonsäuren) von den Carboxylatzementen .

2.1.2.1 Abbindemechanismus

Der Abbindemechanismus der konventionellen GIZ beruht auf einer Säure-Base-Reaktion, die durch das Vermengen von Pulver und Flüssigkeit gestartet wird [111]. Aus dem Glaspulver werden durch einen Wasserstoffionenangriff überwiegend Ca_2^+ und Al_3^+ Metallkationen in Form von Fluoridkomplexen herausgelöst. In der ersten, sehr wasserempfindlichen Abbindephase (5-10 min) werden die Polycarbonsäuren hauptsächlich über die Kalziumionen vernetzt. Erst in der 2. Phase (10 min - 24 h) entstehen besser vernetzte Aluminiumpolycarboxylatkomplexe, die nicht mehr so wasserempfindlich sind wie die Kalziumpolycarboxylatkomplexe der ersten Abbindephase.

2.1.2.2 Materialeigenschaften

Der große Vorteil der GIZ gegenüber den anderen Füllungsmaterialien ist, daß sie über einen längeren Zeitraum Fluoridionen freisetzen und somit kariespräventiv wirksam sind [51]. Die Fluoridionen stammen aus Natriumfluoridverbindungen, die bei der Vernetzungsreaktion der GIZ anfallen und nicht in die Matrix fest integriert werden [39], [150], [151].

Das thermische Expansionsverhalten sowie die thermische Leitfähigkeit entsprechen annähernd denen der Zahnhartsubstanz, die Abrasionswerte sind jedoch deutlich schlechter und lassen einen dauerhaften Einsatz im Kauflächenbereich nicht zu [153]. Metallverstärkte GIZ weisen diesbezüglich bessere Werte auf, sind aber für einen langfristigen Einsatz auch nicht empfehlenswert [108].

Was die Biege- und Kantenfestigkeit sowie die ästhetischen Aspekte angeht, so sind die GIZ den Komposits und Kompomeren eindeutig unterlegen und für einen Einsatz im Frontzahnbereich nicht geeignet (Tab. 2.2). Bedingt durch die große Oberflächenrauigkeit ist das Material nicht hochglanzpolierbar. Eine erhöhte Plaqueansammlung konnte jedoch nicht festgestellt werden [158], [149], [49].

Ein weiteres Problem stellt die Feuchtigkeitsempfindlichkeit der GIZ in der primären Abbindephase dar. Die idealen Aushärtebedingungen liegen bei einer relativen Luftfeuchtigkeit von 80 %, zu starkes Austrocknen führt selbst nach Beendigung des Abbindeprozesses zu Rißbildungen [73].

Die Pulpaverträglichkeit der GIZ wird kontrovers diskutiert, eine direkte Überkappung ist kontraindiziert und in pulpanahen Bereichen (< 1 mm) sollte eine Unterfüllung gelegt werden [52], [81], [80].

2.1.3 Hybridionomere (lichthärtende GIZ)

Hybridionomere sind modifizierte GIZ, die zusätzlich polymerisierbare Methacrylate und Photoinitiatoren enthalten und somit die Vorteile der

Lichthärtung aufweisen [25]. Es finden zwei parallel ablaufende Abbindereaktionen statt. Einerseits die Säure-Base-Reaktion der herkömmlichen GIZ gewissermaßen als Dunkelreaktion, andererseits die Polymerisationsreaktion der Methacrylate initiiert durch Lichtaktivierung mit einer Polymerisationslampe. Als nachteilig erweist sich hierbei, daß das Licht nur bis in eine begrenzte Materialtiefe eindringen kann, wodurch die vollständige Polymerisation ausbleibt. Ein solcher Fehler muß mit Hilfe der Schichttechnik umgangen werden, einige Hersteller haben dieses Problem gelöst, indem sie zusätzlich chemische Polymerisationsinitiatoren dem Material zugesetzt haben.

2.1.3.1 Materialeigenschaften

Als Vorteil dieser Materialien gegenüber den konventionellen GIZ erweist sich neben der praktischen Anwendung auch eine geringere Neigung zur Krakelierung. Die Fluoridabgabe ist ähnlich, die mechanischen Werte sind etwas besser als bei herkömmlichen GIZ, die Abrasionsfestigkeit ist für den okklusionstragenden Bereich allerdings gleichermaßen unzureichend [114], [50], [97].

2.1.4 Kompomere

Die Kompomere weisen einen höheren Kunststoffanteil als die Hybridionomere auf und stehen somit den Komposits näher als den Glasionomerzementen. Sie bestehen aus einer Komponente und enthalten kein Wasser. Die Abbindereaktion der Kompomere läßt keine bzw. nur eine unbedeutende Säure-Base-Reaktion erkennen, sie beruht vielmehr auf der Polymerisation saurer Monomere (polyacrylsäure- bzw. polycarbonsäuremodifizierte Kunststoffe). Erst durch Wasseraufnahme im Laufe der Liegedauer kann es zu einer geringgradigen Säure-Base-Reaktion kommen.

Bei den Füllkörpern handelt es sich um reaktive, ionenfreisetzende, z.T. fluoridhaltige Glaspartikel. Ein Ionenaustausch zwischen dem Glasfüllstoff und den Carboxylgruppen der Monomere und die dadurch bedingte Fluoridabgabe finden erst bei Wasseraufnahme durch Diffusion statt [96], [176].

2.1.4.1 Materialeigenschaften

Der Name **Kompomer** beinhaltet das Ziel dieser Entwicklung. Von den Glasion**omer**zementen sollten die positiven Eigenschaften Fluoridabgabe und einfache Handhabung übernommen werden, von den **Komposits** die guten Materialeigenschaften und Ästhetik [74], [131]. Die Tabelle 2.2 zeigt, daß dies zufriedenstellend gelungen ist, dennoch werden die Spitzenwerte der Ausgangsmaterialien nicht erreicht [56]. Infolge des hohen Kunststoffgehalts ist die Anwendung eines Primers für eine gute Haftung an der Zahnhartsubstanz unumgänglich, mit der Folge, daß die Verarbeitung langwieriger wird. [7] Hinsichtlich der Ästhetik und der Polierbarkeit unterscheiden sich Kompomere nur unwesentlich von den Komposits.

2.1.5 Haftmechanismen (allgemein)

Entscheidend für einen dauerhaften Erfolg der Füllungstherapie ist unter anderem ein guter Verbund zwischen Füllwerkstoff und Zahnhartsubstanz. Als Adhäsion bezeichnet man das Aneinanderhaften unterschiedlicher Materialien, ursächlich hierfür sind molekulare oder atomare Anziehungskräfte (Adhäsionskräfte). Bei der mechanischen Retention kommt es dagegen nicht zu intermolekularen Wechselwirkungen. Demzufolge werden drei verschiedene Haftmechanismen unterschieden, die in der Praxis stets kombiniert vorkommen [35]:

- mechanische bzw. mikromechanische Retention
- chemische Adhäsion
- physikalische Adhäsion

Die *mechanische Retention* setzt sich aus geometrischen und rheologischen Wirkungen zusammen. Sie beruht auf dem Vorkommen von Oberflächenrauigkeiten und Unterschnitten, in die das Füllungsmaterial (mechanische Retention) oder ein Adhäsiv (mikromechanische Retention) eindringen kann. Bei einem Adhäsiv handelt es sich um eine Substanz, welche Oberflächen zweier Materialien benetzt und verbindet. Durch die polymerisationsbedingte Kontraktion der Adhäsive entsteht eine innige Verzahnung und Haftreibung.

Eine *chemische Adhäsion* findet auf atomarer oder molekularer Ebene statt. Die anzustrebende Bindungsart gerade im feuchten Mundmilieu sind kovalente oder ionische Bindungen, da sie wesentlich stabiler sind als Wasserstoffbrückenbindungen.

Eine eher untergeordnete Rolle spielt die *physikalische Adhäsion*. Hierbei handelt es sich um elektrostatische Wechselwirkungen zwischen polarisierten Molekülen (Dipolen, Van der Waals Kräfte). Diese Kräfte fördern jedoch die Benetzung von geätztem Schmelz und Dentin.

2.1.5.1 Schmelzhaftung der Komposits

Der Zahnschmelz ist eine poröse, devitale Substanz, die zu 86 Volumenprozent (95 Gew.-%) aus anorganischem Apatit und zu 14 Volumenprozent (5 Gew.-%) aus einer Matrix aus Proteinen und Wasser besteht. Der Schmelz setzt sich aus einer kristallinen Struktur, den sogenannten Schmelzprismen zusammen [137].

Wird der Schmelz oberflächlich mit 30-40%iger Phosphorsäure angeätzt, so werden die Schmelzprismen bevorzugt in den Kernzonen und der Prismenstabperipherie angelöst. An den Enden der Schmelzprismen bildet sich somit ein typisches Ätzmuster, das sich bis in eine Tiefe von 5-50 µm erstreckt. In Abhängigkeit von der Schmelzstruktur oder dem Anschnitt der Prismenstäbe, ist dieses Muster unterschiedlich ausgeprägt, am häufigsten findet man die typische Honigwabenstruktur [125], [63].

Generell sollte der Schmelz vor dem Anätzen am Kavitätenrand angeschrägt werden. Auf diese Weise entsteht das günstigste Ätzmuster (quergetroffene Schmelzprismen), es wird aber auch die Haftoberfläche vergrößert. Die Gefahr der Schmelzrandfraktur sinkt und ein ästhetisch vorteilhafterer Übergang zwischen Zahn und Füllung wird geschaffen.

Die geätzte Oberfläche muß gründlich gereinigt und getrocknet werden, damit der niedrigvisköse, hydrophobe Versiegler in die Ätzstruktur eindringen kann [136]. Nach der Auspolymerisation des Versieglers kommt es zu der oben beschriebenen mikromechanischen Retention. Die Haftkraft sollte größer sein (<20 MPa) als die Kräfte, die bei der Polymerisationsschrumpfung auftreten.

2.1.5.2 Dentinhaftung der Komposits

Im Gegensatz zu dem relativ homogen aufgebauten Schmelz unterscheidet sich das Dentin durch eine komplexere Struktur und einen größeren Anteil organischer Bestandteile (30 Vol.-% hauptsächlich Kollagen) und Wasser (20 Vol.-%). Zudem muß bedacht werden, daß nach jeder Präparation eine variabel dicke Schmierschicht (1-5 μm) dem Dentin aufliegt und die Öffnungen der Dentintubuli verschließt [40], [64], [137].

Diese relativ inhomogene Struktur war Anlaß, zunächst chemische Bindungen zwischen den organischen und anorganischen Bestandteilen des Dentins bzw. der Schmierschicht und der Kompositmatrix zu schaffen [10], [152]. Die auf diesem Haftprinzip aufbauenden Produkte wiesen allerdings keine ausreichende Haftung auf, deshalb strebt man heute vornehmlich eine mikromechanische Verbindung zwischen Adhäsiv und Dentin an [65]. In der Regel sind hierzu die drei Arbeitsschritte Dentinkonditionierung, Priming und Bonding notwendig, um die sogenannte Hybridschicht zu etablieren [117]. Bei Dentinhaftmitteln der letzten Generation werden diese Schritte z.T. zusammengefaßt, was jedoch nicht bedeutet, daß eine der drei Funktionen nicht erfüllt würde.

Bei der Dentinkonditionierung wird die Schmierschicht entfernt, außerdem werden das oberflächliche peri- und intertubuläre Dentin entmineralisiert. Als gut geeignet erweisen sich verschiedene Säuren (z.B. 10-40%ige Phosphorsäure, Maleinsäure) oder Komplexbildner (5-16%iges EDTA). Durch diesen Arbeitsschritt werden die Dentintubuli eröffnet und das Kollagengeflecht freigelegt [120].

Der anschließend aufzutragende Primer enthält vergleichsweise hydrophile Kunststoffmonomere (häufig Hydroxyethylmethacrylat (HEMA)) in einem Lösungsmittel, z.B. Wasser, Ethanol oder Azeton. Azeton erweist sich als besonders geeignet, da es das Wasser der konditionierten Oberfläche verdrängt und somit ein gutes Eindiffundieren des Kunststoffes ermöglicht.

Nachfolgend wird der Bonder, ein niedriggefüllter Kunststoff (z.B. BisGMA, TEGDMA, UDMA, HEMA) appliziert, der die Dentinoberfläche einerseits benetzt und sich mit dem Primer vermischt, andererseits soll er dank seines amphiphilen Charakters den Verbund zum hydrophoben Kompositkunststoff herstellen [119]. Bevor jedoch das Kompositmaterial aufgetragen werden kann, müssen die Kunststoffe des Primers und Bonders polymerisiert werden, eine Hybridschicht ist somit hergestellt. Entscheidend für die Qualität dieser funktionell wichtigen Hybridschicht ist das Penetrationsvermögen der Monomere. Eine zu lange Ätzdauer bewirkt eine tiefe Demineralisation des Dentins, mit der Folge, daß die Kollagenfasern kollabieren und somit eine vollständige Penetration unmöglich wird. Das gleiche gilt für übermäßiges Trockenblasen des konditionierten Dentins, was ebenfalls das Zusammenfallen des Kollagens verursacht. Jedoch wird selbst bei lege artis Anwendung des Dentinadhäsivs in einigen Fällen eine unvollständige Ausfüllung der tiefsten Schicht des entmineralisierten Dentins gefunden. Diese sogenannte „Nanoleackage“ führt zu schlechteren Haftwerten oder manifestiert sich dadurch, daß klinisch randdichte Füllungen im Laufe der Zeit marginal verfärben [16]. Des weiteren mißt man der elastischen Hybridschicht eine Bedeutung als Kompensator der Polymerisationsschrumpfung des Komposits bei.

2.1.5.3 Haftmechanismen der Glasionomerezemente

GIZ haften über polare und ionische Bindungen mit dem Hydroxylapatit des Schmelzes oder Dentins [42], [161]. Die Haftung am Dentin ist entsprechend seinem geringeren Anteil an Hydroxylapatit etwa 30 bis 50% geringer als am Schmelz. Die Haftkräfte der Komposits nach Schmelzätztechnik sind hingegen drei- bis fünfmal so groß wie die der chemischen Haftung der GIZ [3], [78], [104]. Generell weisen lichthärtende GIZ eine bessere Haftung an der Zahnhartsubstanz auf als konventionelle GIZ. Die Oberflächenkonditionierung der Kavität führt zu unterschiedlichen Ergebnissen. Während eine Ätzung des Dentins mit Phosphor- oder Zitronensäure keine Haftverbesserung der konventionellen GIZ bringt, erhöhen mit 25%iger Gerbsäure, 10 bis 25%iger Polyacrylsäure oder 5%igem Natriumhypochlorid vorbehandelte Oberflächen die Haftwerte [9], [115], [12]. Bei einer Vorbehandlung muß stets die Pulpenverträglichkeit gewährleistet sein, da es häufig zur Eröffnung der Dentintubuli kommt [66].

2.1.5.4 Haftmechanismen der Kompomere

Kompomere stehen chemisch den Komposits näher als den GIZ. Entsprechendes gilt für die Haftmechanismen, die ebenfalls über mikromechanische Verankerungen zustande kommen [1]. Kompomere benötigen stets einen Primer, der eine Hybridschicht aufbaut. Um den Vorteil der einfachen Handhabung der Kompomere gegenüber den Komposits aufrechtzuerhalten, handelt es sich hierbei um sogenannte One-Bottle-Systeme, die Konditionierer, Primer und Bonder zusammenfassen [23], [22], [131].

2.1.6 Marginale Adaptation

Der langfristige, möglichst nahtlose Verbund zwischen Zahn und Füllung ist einer der Hauptvoraussetzungen für eine erfolgreiche Füllungstherapie. Der

Hauptfaktor, die Polymerisationsschrumpfung (Komposits: 1,5-7,1 Vol%, GIZ 1,4-6,7 Vol%), der den wirksamen Verbund negativ beeinflussen kann, wurde bei der Darstellung der Materialeigenschaften der einzelnen Werkstoffe bereits weiter oben charakterisiert, letztendlich gibt es jedoch noch weitere Elemente, die auf eine dauerhafte marginale Adaptation Wirkung ausüben [59], [46], [61]. Generell gilt: bestehen Bindungen zwischen Füllungsmaterial und Zahnhartsubstanz, so kann eine freie Kontraktion des Materials nicht stattfinden. Es kommt zum Aufbau von Spannungen, die letztendlich im Versagen des Verbundes resultieren können.

2.1.6.1 Flow

Flow beschreibt das Fließverhalten auf molekularer Ebene des nicht vollständig auspolymerisierten Füllwerkstoffes. Interne Spannungen des Teilpolymerisats werden durch räumliche Neuorientierung der Moleküle ausgeglichen; je schneller die Polymerisation verläuft, desto geringer ist die Wirkung des Flow. Der Flow gleicht also Polymerisationsschrumpfkkräfte teilweise aus [19], [4], [36].

2.1.6.2 Konfiguration der Kavität

Das Ausmaß der Spannungsreduktion durch Flow hängt des weiteren vom Verhältnis der freien ungebundenen Oberfläche zum Restaurationsvolumen ab [46], [44]. Dieser Zusammenhang wird mit Hilfe des C-Faktors (configuration factor) beschrieben, der eine Prognose der zu erwartenden Kontraktionsspannungen in Abhängigkeit von der Kavitätenform erlaubt. Hiernach treten bei Restaurationen von kleinem Volumen und großer gebundener Oberfläche (z.B. adhäsive Inlaybefestigung) höhere Spannungen auf als im gegenteiligen Fall (Eckenaufbau).

2.1.6.3 Elastizitätsmodul (E-Modul)

Das E-Modul wird in PASCAL (N/m²) angegeben und beschreibt die Verformbarkeit eines Materials. Je höher der Wert, desto geringer ist bei gegebener Kraft die Verformung. Für den okklusionstragenden Bereich sollten ähnliche oder etwas höhere Werte wie die des Dentins (18,5 GPa) erreicht werden [167], während niedrigere Werte für Klasse V Kavitäten vom Vorteil sind (Ausgleich von Schrumpfungsspannungen) [87], [88].

2.1.6.4 Hygroskopische Expansion

Die organische Phase aller hier angewandten Füllungsmaterialien nimmt in Abhängigkeit von Zeit, Material und Oberfläche Wasser auf. Dies führt zu einer geringen Verschlechterung der mechanischen Eigenschaften. Durch die Wasseraufnahme kommt es zu einer Expansion des Materials, die theoretisch als Kompensation der Polymerisationsschrumpfungsspannungen angesehen werden kann [90], [45].

Glasionomermaterialien sind schon in der Abbindephase sehr empfindlich gegenüber Wassereinfluß, der dann auch Einwirkung auf das mechanische Verhalten hat [27], [144]. Schon nach 3-4 h kann eine Überkompensation des Schrumpfungsstresses stattfinden [47].

2.1.6.5 Thermisches Volumenverhalten

Der lineare thermische Ausdehnungskoeffizient α gibt die relative Längenveränderung eines Materials bei einer Temperaturveränderung um 1°K an. Er liegt für Zahnhartsubstanz im Bereich von $8-10 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{K}$ [148], während er für Kompositmaterialien deutlich höher bei $17,4-83,5 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{K}$ liegt [99]. Glasionomermaterialien nehmen einen Mittelwert ein ($3,9-31,5 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{K}$) [112], [71].

Gibt es deutliche Unterschiede zwischen Zahnhartsubstanz und Füllungsmaterial hinsichtlich ihrer Expansionskoeffizienten, so kann dies zu einer Verschlechterung der marginalen Adaptation bei Temperaturwechseln führen [116]. Vor allem bei einer Temperaturerniedrigung kann es zu einer Vergrößerung schon vorhandener Randspalten kommen [155].

2.1.7 Polierbarkeit zahnfarbiger Füllungsmaterialien

Im Anschluß an die Applikation müssen die ausgehärteten Füllungsmaterialien ausgearbeitet werden. Ziel ist es, ein ästhetisch anspruchsvolles Gesamtergebnis zu erzielen, sowie die Voraussetzungen für eine funktionell lang haltbare Restauration zu schaffen. Die Oberflächen der Füllungen und der umgebenen Zahnhartsubstanz sollen eine glatte Oberfläche aufweisen, um eine Plaqueretention zu verhindern, die schon bei einer Rauigkeit von 0,7-1,44 µm feststellbar ist [101], [163], [26], [139]. Der Übergang vom Zahn zur Füllung soll nahtlos verlaufen. Überstände und Kanten sind Plaqueretentionsstellen und können somit eine Gewebeirritation hervorrufen.

Die Oberflächenqualität einer fertig ausgearbeiteten Restauration ist von dem Füllungsmaterial und den zur Ausarbeitung eingesetzten Instrumenten abhängig. Die glatteste Oberfläche wird bei plastischen zahnfarbigen Werkstoffen stets nach Aushärtung unter einem lichtdurchlässigen Kunststoffmatrizenband erzielt [173], [171]. In den seltensten Fällen können die Füllungen hiernach jedoch unbearbeitet belassen werden.

Es gibt eine ganze Reihe von Studien, die sich mit den unterschiedlichsten Poliersystemen und deren Qualität an verschiedenen Füllungsmaterialien befassen [28], [160], [70], [86], [79], [77]. In den meisten Fällen wird das Ergebnis anhand von Rauigkeitsmessungen dokumentiert, selten mit komplizierten Lichtreflexionsmessungen [132], [79].

Das Ergebnis dieser Studien zeigt, daß unabhängig vom Material Aluminiumoxid-Scheiben die glatteste bearbeitete Oberfläche erzielen [11]. Hierbei gibt es

geringfügige Unterschiede zwischen den verschiedenen Systemen (Ra-Werte zwischen 0,14-0,67 μm für Komposits und 0,7-1,7 μm für lichthärtende GIZ). Der zusätzliche Gebrauch von Polierpasten erzielt jedoch keine signifikante Verbesserung [146], [28]. Somit stellen belegte Scheiben das Mittel der Wahl zur Ausarbeitung von Füllungen dar.

Nicht alle Flächen sind jedoch Polierscheiben zugänglich, von daher müssen beispielsweise starke Infravölbungen an den Lingualflächen der Schneidezähne mit knospen- oder kugelförmigen Diamant- oder Hartmetallinstrumenten bearbeitet werden.

Eine Untersuchung von LIM ergab, daß der Zeitpunkt der Politur (sofort nach Applikation oder 1 Woche später) keinen Einfluß auf die Oberflächenqualität hat [103].

Die Frage, ob sich Diamant- oder Hartmetallinstrumente besser für eine abschließende Bearbeitung eignen, wird kontrovers diskutiert [140]. Die Mehrzahl der Autoren schlägt vielschneidige Hartmetallfräser für den letzten Arbeitsgang an Kompositmaterialien und Zahnhartsubstanz vor, während sich Diamanten anscheinend besser für GIZ eignen [8], [86].

Von den Füllungsmaterialien weisen die GIZ die größte Oberflächenrauigkeit auf (nach Aushärtung unter Kunststoffmatrize $R_a=0,64-0,72 \mu\text{m}$), während Komposits deutlich bessere Werte erreichen ($R_a=0,12-0,27 \mu\text{m}$). Hybridkomposits und Mikrofüller-Komposits weisen keine signifikanten Unterschiede auf, ähnliches gilt für die Gruppe der Kompomere, die etwas schlechtere Werte als die Komposits erreichen [77].

2.1.7.1 Negative Folgen der Ausarbeitung

Die Tatsache, daß bei der Ausarbeitung Kräfte auf die Restauration einwirken, läßt vermuten, daß hierbei auch unerwünschte Nebeneffekte auftreten können. Nur wenige Studien beschäftigen sich mit möglichen, durch die Präparation hervorgerufenen Schäden.

Anfänglich wurde angenommen, daß der große Verschleiß von Restaurationen im Seitenzahnbereich auch durch Schäden unterhalb der Füllungsoberfläche, verursacht durch die Ausarbeitung, hervorgerufen wurde [102], [126]. FERRACANE fand jedoch keine signifikante Zunahme solcher Schäden nach der Ausarbeitung [48]. Die untersuchten Diamant- und Hartmetallfinierer unterschieden sich ebenfalls nicht signifikant.

XU et al. konnten in einer Studie unterschiedlich lange Risse im Schmelz nach Bearbeitung mit Diamantinstrumenten feststellen [30], [174]. Die Größe der Risse ist abhängig von der Diamantkörnung.

Die Frage, inwiefern Randspalten zwischen Zahn und Füllung durch die Präparation verursacht werden, ist nicht leicht zu beantworten, da mehrere Faktoren auf die Spaltbildung einwirken [177]. BRACKETT et al. verglichen Diamant- und Hartmetallinstrumente und konnten für beide Instrumente am Schmelz keine Randspalten feststellen [21]. In den Dentinbereichen verursachten Hartmetallfinierer mehr Randspalten als Diamantfinierer. Der Unterschied war jedoch nicht signifikant.

2.2 Rotierende Instrumente

Die Anzahl der sich auf dem Markt befindlichen Instrumentenarten, -formen und -größen ist unübersichtlich groß, mehr als 8000 Variationen wurden bereits 1986 beschrieben [89], [100]. Heute dürfte sich ihre Zahl noch einmal stark erhöht haben. Die Praxis zeigt allerdings, daß sich nur wenige Arten für den alltäglichen Einsatz durchgesetzt haben.

2.2.1 Klassifikation

Die Klassifikation rotierender Instrumente erfolgt aus technischer und funktioneller Sicht und kann somit auf verschiedenartige Weise betrachtet werden.

Eine eher technische Klassifikation erfolgt über das ISO-Nummernsystem (ISO 6360), das wesentliche Eigenschaften des Instrumentes beschreibt (Abb. 2.1) [89].

Aus zahnärztlicher Sicht ist eher eine funktionell orientierte Klassifikation von Interesse, die nicht unwesentlich durch die Beschaffenheit des Materials des Arbeitsschafts geprägt wird. Man unterscheidet im Wesentlichen Diamantinstrumente von Hartmetallinstrumenten, hinzu kommen belegte Scheiben, keramische Schleifkörper (Steinchen), elastische Polierkörper (Gummis), Filze und Bürsten. Letztere dienen mehrheitlich der Politur.

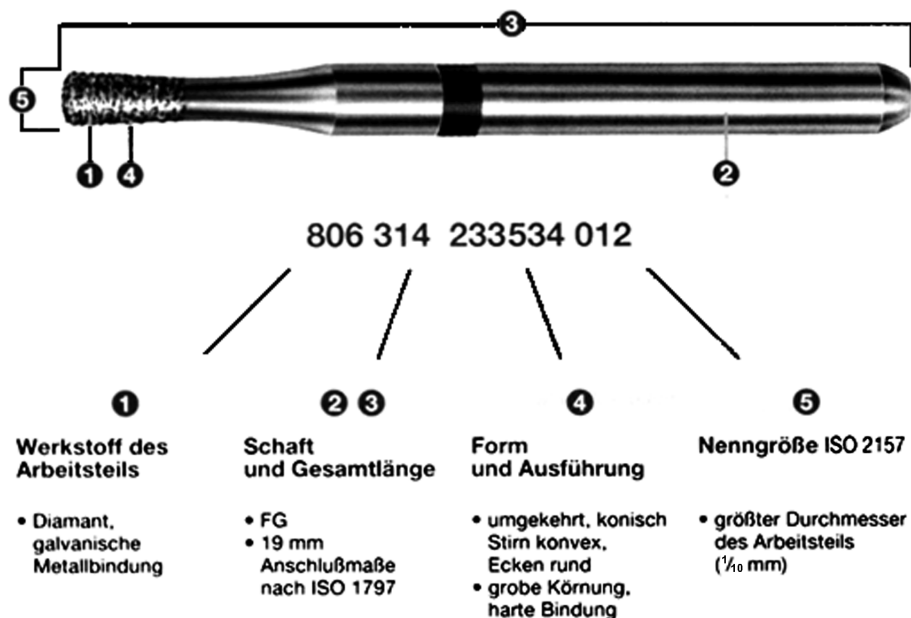


Abb. 2.1: ISO-Nummernsystem

2.2.2 Begriffsdefinition

Unter „Bohren“ wird umgangssprachlich allgemein das Arbeiten mit rotierenden Instrumenten verstanden, man unterscheidet jedoch die Vorgänge Bohren, Fräsen und Schleifen.

Der Begriff Bohren wird im allgemein-technischen Sinne nur in Verbindung mit einem axialen Vorgehen verwandt. Das heißt, daß per definitionem nur beim Herstellen von Löchern gebohrt wird.

Unter Fräsen wird der Vorgang des Spanabhebens mit vielschneidigen Instrumenten zur Erzeugung von ebenen oder gekrümmten Flächen verstanden. Dieser Vorgang bezieht sich im Wesentlichen auf Hartmetallinstrumente, die nicht dem axialen Vorschub dienen.

Mit Schleifen wird der gleiche Vorgang wie das Fräsen beschrieben, mit dem Unterschied, daß die Spanabhebung mit keramischen oder diamantenen Schleifkörpern und nicht mit Schneiden erfolgt.

2.2.3 Theoretische Grundlagen

Beim Arbeiten mit rotierenden Instrumenten sind einige grundlegende Dinge zu beachten, die die Qualität des Ergebnisses beeinflussen können.

Die Leistung eines spanabhebenden Vorgangs, also die Zerspanungsmenge pro Zeiteinheit, ist von vielen Faktoren abhängig [143]. Beim zahnärztlichen Einsatz von rotierenden Instrumenten, kommt es allerdings meistens nicht vordergründig auf die Leistung an, sondern auf andere Faktoren, wie z.B. das Erzielen möglichst glatter Oberflächen oder gute Schneideigenschaften. Jedoch werden durch die Variation einiger dieser leistungsbeschreibenden Faktoren ideale Voraussetzungen für den zahnärztlichen Gebrauch geschaffen.

Die Schnittgeschwindigkeit wird nach der Formel $V = \varnothing \cdot \pi \cdot U/\text{min}$ berechnet und in m/min angegeben. Die Formel macht deutlich, daß die Geschwindigkeit des eingesetzten Instrumentes nicht nur von der Drehzahl des Antriebs abhängt, sondern auch von dem Kopfdurchmesser an der größten Stelle. Für die Praxis bedeutet das, daß bei der Wahl der Drehzahl stets die Instrumentengröße beachtet werden muß, um eine zu große Wärmeentwicklung, verursacht durch eine zu hohe Schnittgeschwindigkeit, zu vermeiden. Die Schnittgeschwindigkeit ist die Hauptbezugsgröße für die Arbeitsleistung [172].

Ferner besteht ein Zusammenhang zwischen der Schnittgeschwindigkeit und der Oberflächenrauigkeit. Hartmetall- und Diamantinstrumente erzeugen bei sehr hohen Geschwindigkeiten rauhere Oberflächen. Bei Diamantinstrumenten ist dieser Zusammenhang stärker ausgeprägt als bei Hartmetallinstrumenten [72].

2.2.3.1 Drehmoment

Generell ist das Drehmoment der maschinengetriebenen Dentalantriebe denen der luftgetriebenen überlegen. Ein hohes Drehmoment bedeutet eine hohe Durchzugskraft. Dieser Zusammenhang ist beim hoch- und höchsttourigen Schleifen zu beachten, um Schäden zu vermeiden [164].

2.2.3.2 Wärmeentwicklung

Die Wärmeentwicklung wird von der Drehzahl, von der Belastung (Anpreßkraft in N), von der Eigenart der Instrumente und des Arbeitsobjektes sowie der Art und Menge der Kühlung beeinflusst.

Sie hat eine Einwirkung auf die Arbeitsleistung des Instrumentes, auf den Zustand der bearbeitenden Substanzen und auf die Beschaffenheit des Arbeitsmittels selbst. Bei 325°C ist ein Stahlbohrer vollständig enthärtet und verliert seine

Schneidfähigkeit, bei 220°C unterschreitet seine Härte die des Schmelzes. Übertemperaturen verringern nicht nur die Flexibilität der Instrumente und erhöhen ihre Bruchgefahr, sondern sind selbstverständlich auch biologisch gesehen gefährlich (Schädigung der Pulpa).

2.2.3.3 Vibrationseffekte

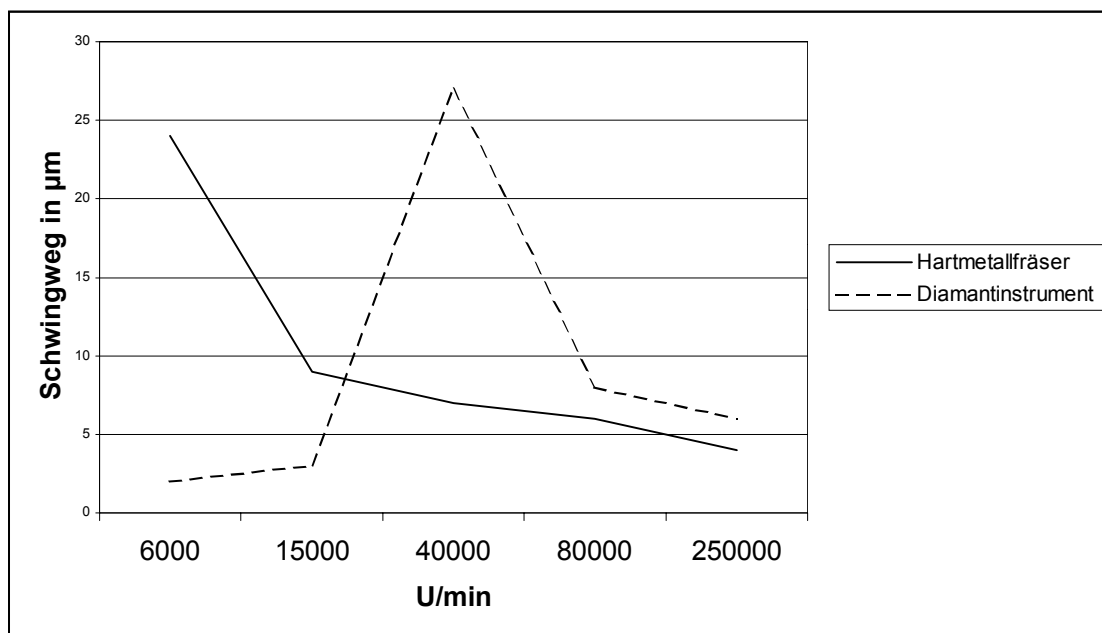


Abb. 2.2: Schwingwege rotierender Instrumente in Abhängigkeit der Drehzahl [89]

Vibrationseffekte entstehen durch einen unrunder Lauf des Instrumentes, verursacht durch laterales Ausschlagen des Bohrkopfes. Der Grund hierfür ist in einem Lagerschaden des Antriebs oder in einer produktions- oder beschädigungsbedingten Unwucht des Bohrers selbst zu suchen [162]. Schlimmstenfalls führt eine Unwucht zum Abknicken des Instrumentenkopfes oder zu einem Defekt im Antriebslager. Geringe Abweichungen von der Norm

machen sich als Unebenheiten und Schäden auf der Oberfläche des zu bearbeitenden Werkstückes bemerkbar [157].

Selbst unbeschädigte Instrumente weisen eine minimale drehzahlabhängige Schwingung auf (Abb. 2.2).

2.2.4 Diamantschleifer

In der Zahnmedizin werden seit mehr als 100 Jahren rotierende Instrumente für die Zahnpräparation eingesetzt [156], [142]. Die ersten Instrumente wurden aus Stahl, später aus Wolfram-Karbid-Verbindungen hergestellt. Die heute am häufigsten eingesetzten Instrumente sind allerdings Diamantschleifer. Das Hauptproblem bei der Herstellung von Diamantinstrumenten bestand im Verbund der Diamantpartikel mit dem Metallschaft.

Bei den ersten 1897 von Willmann und Schröder in Berlin hergestellten Diamantschleifern wurden die Diamantkörnchen durch Aufhämmern auf den Schaft aufgebracht [38]. Die Standzeit dieser Instrumente war noch sehr gering. Erst 1939 wurde von Drendel das noch heute übliche galvanische Bindungsverfahren entwickelt [159].

Die modernen Diamant-Schleifinstrumente sind universell anwendbar und zeichnen sich durch einen weichen vibrationsarmen Lauf sowie eine lange Formbeständigkeit und Standzeit aus. Sie sind sowohl links- als auch rechtsdrehend einsetzbar.

2.2.4.1 Aufbau eines Diamantschleifers

Ein Diamant-Schleifinstrument besteht aus drei Elementen:

- Stahlrohling
- Diamantschleifkorn
- Galvanisch aufgetragene Metallbindung.

Stahlrohling

Das Ausgangsmaterial für den Rohling sind in Stangenform angelieferte hochfeste, rostfreie Spezialstähle, deren Bruch- und Biegefestigkeit nach dem Drehen durch eine Vakuum-Wärmebehandlung verbessert wird [92]. Ein hohes Ausmaß an Form- und Maßgenauigkeit dieser Rohlinge ist Voraussetzung für eine gute Rundlaufpräzision.

Diamantschleifkorn

Es werden sowohl Naturdiamanten als auch synthetisch hergestellte Diamanten verwendet. Die Mehrzahl der Hersteller verwendet Naturdiamanten, da sie in ihrer Kornform variabler und somit besser geeignet sind. Durch spezielle Zerkleinerungsverfahren ist es heute jedoch möglich, Synthetikdiamanten in ähnliche Strukturen zu brechen. Für eine optimale mechanische Verbindung sollte das Diamantkorn an der Oberfläche rauh und unregelmäßig beschaffen sein, sowie eine oktaederförmige Kornform besitzen. Die mittlere Korngröße reicht von 8–150 μm und ist ausschlaggebend für die Schleifleistung und für die Oberflächengüte des bearbeiteten Werkstücks. Eine große Körnung hat eine hohe Zerspanungsmenge, aber auch eine raue Oberfläche zur Folge [141].

Galvanische Metallbindung

Ein komplizierter elektrochemischer Prozeß stellt die Bindung der Diamanten zum Rohling her. Je nach Hersteller und Verwendungszweck (Einweg-, Mehrweginstrumente) werden die Diamantkörner in einer oder mehreren Lagen galvanisch in Nickel eingebettet. Die Einbettiefe und die Belegdichte der Diamanten haben Einfluß auf die Standzeit und Schleifleistung der Instrumente. Die Belegdichte ist abhängig von der Kornform und Größe. 60-70% der Oberfläche ist bei guten Mehrweginstrumenten mit Diamanten belegt [82].

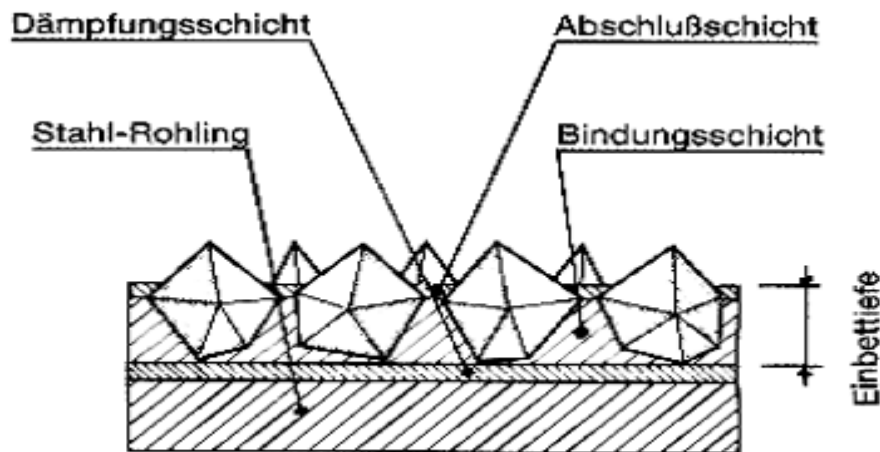


Abb. 2.3: Verbundschichten Rohling - Diamant

Die Abbildung 2.3 zeigt die mehrschichtige Einbettung der Diamantkörner. Die zuerst aufgebraute Dämpfungsschicht dient der elastischen Lagerung der Körner mit dem Ziel, eine lange Standzeit zu erreichen. In der Bindungsschicht werden die Diamantkörner mechanisch festgehalten; je rauher und unregelmäßiger die Oberfläche der Diamanten ist, desto besser ist ihre Verankerung.

Eine glättende Abschlußschicht verhindert das Festsetzen von Schleifspänen auf der Bindung und sorgt für einen störungsfreien Spänetransport.

2.2.5 Hartmetallfinierer

Hartmetallbohrer und -finierer sind Präzisionsinstrumente mit hoher Schneidfähigkeit und Standzeit. Sie sind universell für verschiedene Präparationen und für die Bearbeitung vieler zahnärztlicher und zahntechnischer Materialien geeignet. Sie werden mit den Arbeitsteilen oder im Ganzen aus einer Wolfram-Karbid-Verbindung mit unterschiedlichen Schäften hergestellt. Die

stabile Konstruktion, die präzise Verzahnung und optimale Maß- und Rundlaufgenauigkeit sind notwendig, um gute Arbeitsergebnisse zu erzielen.

Die ersten Hartmetallinstrumente wurden 1947 von DENTATUS und S.S. WHITE auf Krupp-Stahl Basis gefertigt [89]. Die Vickershärte heutiger Instrumente liegt bei 1600 HV [91].

Komet Hartmetallfinierer setzen sich aus drei Elementen zusammen:

- Arbeitsteil: Hartmetall
- Schaft: Rostfreier Stahl
- Verbindung: Hartlot

Das Arbeitsteil aus Hartmetall wird als Rohling auf den Stahlschaft angelötet. Anschließend wird die Verzahnung in das Arbeitsteil geschliffen und die Schaftart (Handstück, FG, Winkelstück) ausgearbeitet. In der Endprüfung werden Rundlauf, Schaftdurchmesser und die Verzahnung kontrolliert [91].

2.2.5.1 Schneidengeometrie

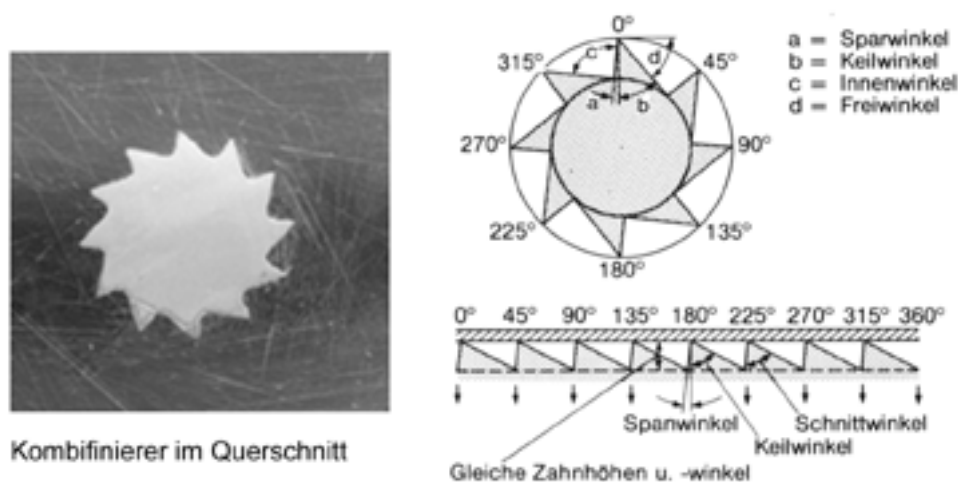


Abb. 2.4: Wirkwinkel eines Hartmetallfräasers

Die Art der Verzahnung bestimmt die wesentlichen Eigenschaften eines Hartmetallfräasers [62]. Je nach Anwendungszweck weisen Hartmetallinstrumente unterschiedlichste Konstruktionsmerkmale auf. Die Variation der Wirkwinkel (Frei-, Keil- und Spanwinkel, siehe Abb. 2.4) ändert die Eigenschaften auf folgende Weise:

Spanwinkel

Der Spanwinkel beeinflusst die Spanbildung sowie die Schneidleistung und die Schnittkräfte. Rotierende Dentalinstrumente verfügen in der Regel über negative Spanwinkel. Wird ein zu großer negativer Spanwinkel gewählt, so ist das Ergebnis eine zu geringe Schneidleistung [6]. Der Kombifinierer weist einen kleinen Spanwinkel auf und zeichnet sich somit im Rechtslauf durch eine hohe Schneidleistung aus. Für den Linkslauf sind die Winkel anders definiert, der Spanwinkel ist in diesem Fall sehr groß, die Schneidleistung entsprechend geringer.

Keilwinkel

Der Keilwinkel bestimmt den Kraftaufwand beim Eindringen der Schneide in das zu bearbeitende Material. Je kleiner der Spanwinkel ist, um so kleiner ist auch der Kraftaufwand. Der Keilwinkel muß dem Material angepaßt sein. Eine Scheide mit zu kleinem Keilwinkel bricht, wenn die Härte des Materials groß ist.

Freiwinkel

Der Freiwinkel beeinflusst die Reibung zwischen Instrument und zu bearbeitender Materialoberfläche und somit die Wärmeentwicklung. Ein zu geringer Freiwinkel verhindert das Eindringen der Scheide in den Werkstoff.

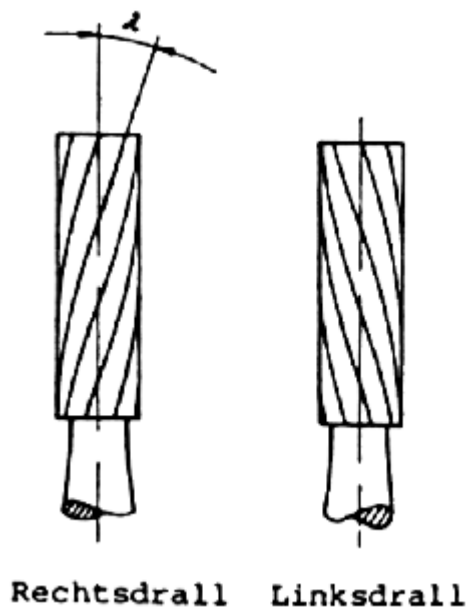


Abb. 2.5 Drillwinkel

Drillwinkel

Die Drillrichtung ist bei den meisten zahnärztlichen Bohr- und Fräsinstrumenten „rechts“. Durch den Rechtsdrall wird das Werkstück zum Fräser hingezogen. Ziel ist es, einen innigen, vibrationsarmen Kontakt herzustellen, was für das Freihandfräsen von Vorteil ist.

Lediglich für die zahntechnische Parallelfrästechnik an Wachsobjekten wird der Linksdrall bevorzugt. Das Werkstück wird in diesem Fall vom Instrument weg auf die Auflage gedrückt.

Anzahl der Schneiden

Die Anzahl der Schneiden variiert von 6 bis 30 und mehr Schneiden und ist vom Kopfdurchmesser und dem Anwendungszweck abhängig. Mit zunehmender Schneidenanzahl nimmt in der Regel die Laufruhe und die erzielte Oberflächengüte zu, während die Schneidleistung abnimmt [127], [118].

3 FRAGESTELLUNG

In dieser Arbeit soll die Auswirkung verschiedener rotierender Instrumente an unterschiedlichen Füllungsmaterialien untersucht werden. Es soll ferner überprüft werden, ob Instrumenten- oder Material-spezifische Unterschiede bestehen. Im Einzelnen ergeben sich daraus folgende Fragen:

- Welche Oberflächenrauigkeit und Morphologie erzeugen die einzelnen Instrumente, gibt es Unterschiede?
- Erfüllt die Konzeptidee des Kombifinierers als Two in One Instrument ihre Aufgabe?
- Gibt es Anhaltspunkte dafür, daß die Instrumente negative Auswirkungen auf die Randqualität der Füllung haben? Bestehen diesbezüglich Unterschiede zwischen den Instrumenten?
- Wie unterscheiden sich die Füllungsmaterialien hinsichtlich ihres Randverhaltens und ihrer Oberflächenqualität?

4 MATERIAL UND METHODE

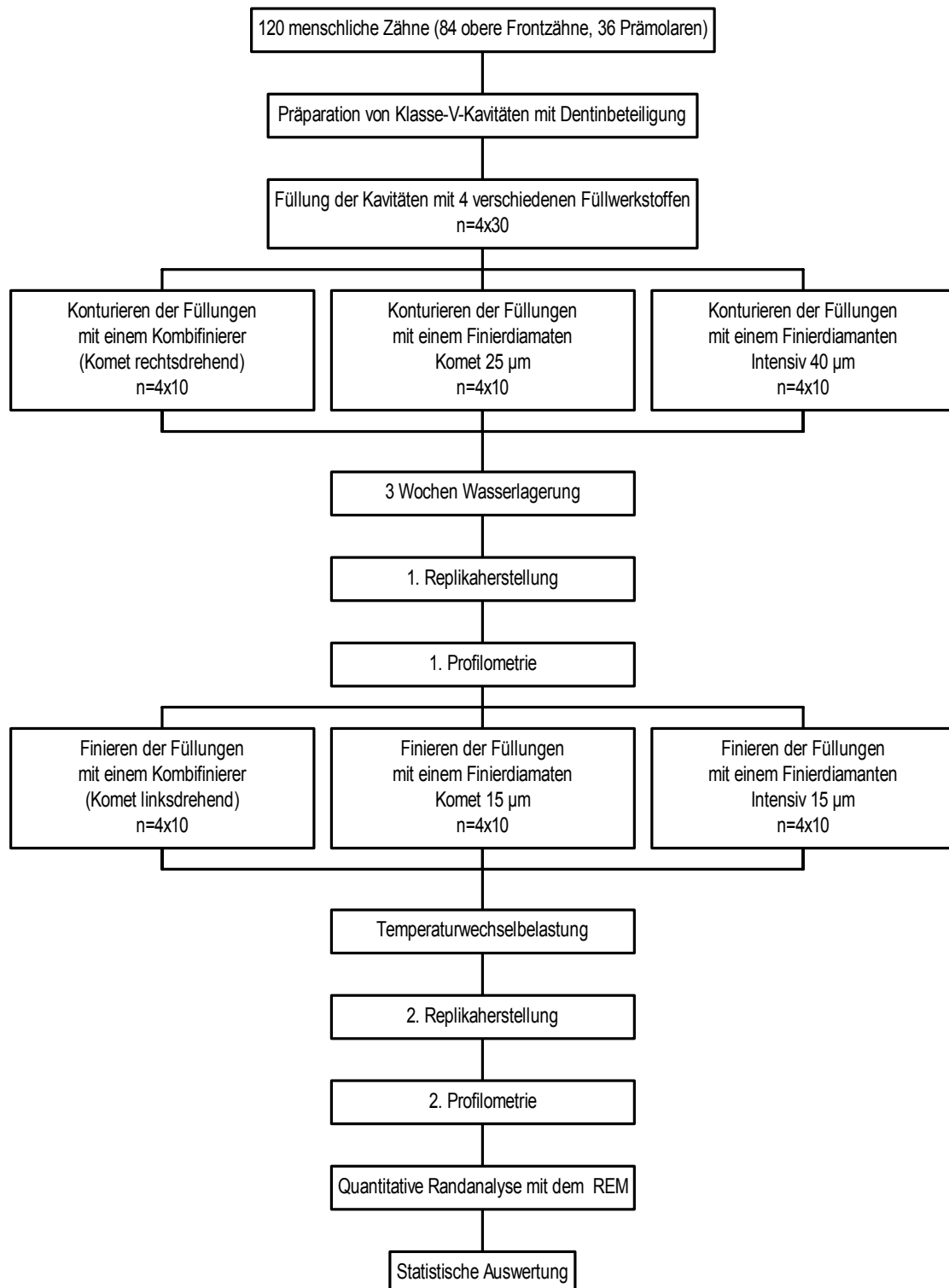


Abb. 4.1 Übersicht zum Versuchsablauf

4.1 Schematische Übersicht zum Versuchsablauf

Das Flußdiagramm in Abbildung 4.1 zeigt einen Überblick des Studienablaufs. Die einzelnen Schritte werden im Folgenden näher erläutert.

4.2 Auswahl und Vorbereitung der Zähne

Für die Untersuchung wurden 120 menschliche extrahierte Zähne der zweiten Dentition benötigt. Zur Auswahl kamen 84 obere Frontzähne und 36 Prämolaren, die im Bereich der zu legenden Klasse V Füllungen karies- und füllungsfrei sein mußten und ebenfalls keine keilförmigen Defekte aufweisen durften.

Die Wurzeloberfläche und der Kronenrandbereich mußten zunächst unter Zuhilfenahme von Küretten¹ und Scalern² von Zahnstein und Geweberesten befreit werden, anschließend folgte eine Politur mit fluoridfreier Polierpaste³ und Bürste⁴.

Die Lagerung der Zähne erfolgte stets in 0,5 %iger Chloramin-B-Hydrat Lösung, um eine Austrocknung zu vermeiden.

4.3 Kavitätenpräparation

An jedem Zahn wurde an der vestibulären Seite eine ovale Klasse-V Kavität präpariert. Die Ausdehnung der Kavität betrug in koronal-apikaler Richtung 4 mm, in mesial-distaler Richtung 3 mm, die Tiefe 2 mm. Jeweils die Hälfte der Kavität lag im koronalen Bereich (Schmelz) und im Zahnhalsbereich (Dentin).

¹Kürette M 23 A
Deppeler S.A., CH-1180 Rolle

²Scaler M23
Deppeler S.A., CH-1180 Rolle

³Pell-ex Zahnreinigungspaste
Hawe-Neos Dental, CH-6925 Gentilino

⁴ZR Bürstchen, Nr. 831 RA/PA
Hawe-Neos Dental, CH-6934 Bioggio

Die Präparation erfolgte mit einem abgerundeten zylindrischen Diamanten⁵ unter ständiger Wasserkühlung bei ca. 160.000 U/min. Anschließend wurde die Kavität mit einem Finierdiamanten⁶ geglättet und der Schmelzrand mit einem knospenförmigen Diamanten⁷ angeschrägt (Schmelzanschrägung nur bei Präparationen für Kompositfüllungen, sonst Stufenpräparation).

4.4 Verteilung der Zähne in 12 Gruppen

In dem Versuch wurden 4 verschiedene Füllungsmaterialien mit 3 verschiedenen Bohrern bearbeitet. Durch diese Anforderung ergeben sich 12 Gruppen. In jeder Gruppe sollten sich eine gleiche Anzahl an Frontzähnen (7) und Prämolaren (3) befinden. Die Aufteilung der Zähne erfolgte willkürlich unter Berücksichtigung des oben geforderten Verhältnisse.

Zur Identifizierung wurden die Zähne im apikalen Wurzelbereich mit fortlaufenden Nummern versehen.

4.5 Füllung der Kavitäten

Die Kavitäten wurden mit 4 verschiedenen für Zahnhalsfüllungen gebräuchlichen Füllwerkstoffen versorgt. Aus der Gruppe der Komposits kam das Mikrofüllerkomposit Silux Plus und das Hybridkomposit Prodigy zum Gebrauch. Außerdem wurden das Kompomer Dyract und der lichthärtende Glasionomerzement Fuji LC verwendet.

Die Applikation erfolgte nach den Empfehlungen des Herstellers unter Verwendung der dazugehörigen Haftvermittler (siehe Tabelle 4.1 und 4.2).

⁵ Präparierdiamant Artikel-Nr.: 8837KR.314.014
Gebr. Brasseler GmbH & Co. KG, D-32631 Lemgo

⁶ Diamantfinierer Artikel-Nr.: 837KREF.314.014
Gebr. Brasseler GmbH & Co. KG, D-32631 Lemgo

⁷ Diamantfinierer Artikel-Nr.: 368EF.314.021
Gebr. Brasseler GmbH & Co. KG, D-32631 Lemgo

Tab. 4.1: Verarbeitung der Kompositmaterialien

Produkt (Hersteller)	Prodigy⁸ (Kerr)	Silux Plus⁹ (3M)
Materialklasse	Hybridkomposit	Mikrofüllerkomposit
Ätzung	30 s Schmelz, 15 s Dentin 37,5% Phosphorsäure ¹⁰	30 s Schmelz, 15 s Dentin 35,0 % Phosphorsäure ¹¹
Entfernung des Ätzgels	15 s Wasserspray	15 s Wasserspray
Luftstrom	5 s	5 s
Dentinhaftmittel	Optibond FL ¹² 2 Komponenten	Scotchbond 1 ¹³ 1 Komponente
Verarbeitung des Dentinhaftmittels	- Primer auf Schmelz und Dentin auftragen und 30 s einreiben - 5 s verblasen - Adhäsiv auftragen und dünn ausblasen	- 2 Schichten Adhäsiv nacheinander auf Schmelz und Dentin auftragen - 5 s verblasen
Lichtpolymerisation ¹⁴	30 s	20 s
Applikation	in 2 Schichten	in 2 Schichten
Lichtpolymerisation	40 s je Schicht	40 s je Schicht

⁸ Prodigy, Artikel-Nr.: 25887, D2, Chargen-Nr.: 706175
KERR GmbH, D-76158 Karlsruhe

⁹ Silux Plus, Artikel-Nr.: 5702DG, Chargen-Nr.: 19980914
3M Dental Products, St. Paul, USA

¹⁰ Ätzgel, Artikel-Nr.: 707583
KERR GmbH, D-76158 Karlsruhe

¹¹ Ätzgel, Artikel-Nr.: 7523
3M Dental Products, St. Paul, USA

¹² Optibond FL, Artikel-Nr.: 25881 (Primer), Chargen-Nr.: 709332
Optibond FL, Artikel-Nr.: 25882 (Adhäsiv), Chargen-Nr.: 709126
KERR GmbH, D-76158 Karlsruhe

¹³ 3M Scotchbond 1, Artikel-Nr.: 4242, Chargen-Nr.: 19981017
3M Dental Products, St. Paul, USA

¹⁴ Spectrum Curing Light
Dentsply DeTrey GmbH, D-78467 Konstanz

Tab. 4.2: Verarbeitung des Kompomers und Glasionomerzements

Produkt (Hersteller)	Dyract AP¹⁵ (Dentsply DeTrey)	Fuji II LC¹⁶ (GC Corporation)
Materialklasse	Kompomer	Glasionomerzement (lichthärtend)
Dentinkonditionierung	- Adhäsiv Prime&Bond NT ¹⁷ auf die gesamte Kavitätenoberfläche aufbringen und 20 s einwirken lassen - 5 s verblasen und anschließend für 20 s lichthärten	- GC Cavity Conditioner ¹⁸ auf die gesamte Kavitätenoberfläche aufbringen und 10 s einwirken lassen. - Conditioner für 15 s mit Wasserspray entfernen und 5 s lufttrocknen (Adhäsionsverbesserung durch Entfernung des Smear Layers)
Applikation	in 2 Schichten	in 1 Schicht
Lichtpolymerisation	40 s je Schicht	40 s

4.6 Konturieren der Füllungen

Der erste Bearbeitungsschritt, das Konturieren bzw. Trimmen, erfolgte mit den jeweils gröberen Körnungen der verwendeten Bohrsysteme (Komet 25 μm ¹⁹, Composhape 40 μm ²⁰, Kombifinierer²¹ rechtsdrehend) bei einer Drehzahl von

¹⁵ Dyract AP, Artikel-Nr.: 606.04.203, Chargen-Nr.: 9807000503
Dentsply DeTrey GmbH, D-78467 Konstanz

¹⁶ GC Fuji II LC, Artikel-Nr.: A3, Chargen-Nr.: 310787
GC Corporation, Tokyo, Japan

¹⁷ Prime&Bond NT, Artikel-Nr.: 606.67.240, Chargen-Nr.: 9807000863
Dentsply DeTrey GmbH, D-78467 Konstanz

¹⁸ GC Cavity Conditioner
GC Corporation, Tokyo, Japan

¹⁹ Diamantfinierer Artikel-Nr.: 8862.314.012
Gebr. Brasseler GmbH & Co. KG, D-32631 Lemgo

²⁰ Composhape Diamantfinierer, Artikel-Nr.: 4205L
Intensiv SA, CH-6916 Grancia

²¹ Kombifinierer Artikel-Nr.: H48LB.314.012
Gebr. Brasseler GmbH & Co. KG, D-32631 Lemgo

etwa 20000 U/min bei konstanter Wasserkühlung (ca. 50 ml/min). Die Bohrer wurden mit leichtem Andruck so geführt, daß alle Überschüsse an den Kavitätenrändern entfernt wurden und eine gleichmäßig glatte Oberfläche entstand. Gegen Ende des Konturierens wurde der Bohrer senkrecht zur Zahnachse geführt, so daß die Oberfläche von einheitlich verlaufenden Schliffspuren gekennzeichnet war.

4.7 Wasserlagerung

Vor der ersten Replikaherstellung wurden die Zähne für 21 Tage bei Raumtemperatur in Wasser gelagert. Hierdurch wurde den Füllungen die Möglichkeit zur hygroskopischen Ausdehnung gegeben.

4.8 Replikaherstellung

Um die Oberfläche der Füllungen und die Randbereiche mit dem Rasterelektronenmikroskop²² (REM) auswerten zu können, mußten goldbeschichtete Replikas der entsprechenden Bereiche hergestellt werden.

Hierzu wurden zunächst die Zähne im Füllungsbereich mit einer Zahnbürste von möglichen Verunreinigungen befreit und anschließend sorgfältig mit Wasserspray gespült und mit dem Luftbläser getrocknet.

Die Abformung erfolgte mit einer dünnfließenden additionsvernetzenden Silikonabformmasse²³, die auf die Labialfläche der Zähne aufgebracht wurde und unter einem Luftstrom unter Vermeidung von Blasenbildung verteilt wurde. Zur Stabilisierung der ersten Silikonschicht, wurde nach ihrem Abbinden eine zweite dickere Schicht aus dem gleichen Material aufgebracht.

Anschließend wurden diese Präzisionsabformungen in ein knetbares kondensationsvernetzendes Silikonabformmaterial²⁴ eingebettet.

²² Rasterelektronenmikroskop 1810
AMRAY Bedford Massachusetts 01730 USA

²³ Silagum light body normalhärtend
DMG, D-22547 Hamburg

24 Stunden nach der Abformung erfolgte die Reinigung und Entfettung der Silikonabformungen mittels 70 %igem Alkohol und Chloroform. Nach dem Abtrocknen der Oberflächen wurden die Abformungen mit einem flüssigen Epoxidharz²⁵ ausgegossen. Die Objektträger für die Installation im REM konnten anschließend auf das noch nicht abgebundene Harz fixiert werden.

Die abschließende Beschichtung der Epoxidharzpositive mit einer 20 nm dünnen Goldschicht wurde nach weiteren 24 Stunden in einer Sputteranlage²⁶ vorgenommen.

Insgesamt wurden von jedem Zahn 2 Replikas in verschiedenen Phasen der Füllungsbearbeitung hergestellt.

1. Replikaherstellung: nach dem Finieren der Füllungen im Anschluß an die dreiwöchige Wasserlagerung.

2. Replikaherstellung: nach erfolgter Temperaturwechselbelastung.

4.9 Profilometrie (Oberflächenmessung)

Als Messvorrichtung für die Oberflächenrauigkeit diente ein Präzisionsprofilometer²⁷. Die Tastspitze (Diamant) dieses Gerätes wurde mit einer konstanten Geschwindigkeit horizontal über die Füllungsoberfläche bewegt und die vertikalen Änderungen in den angeschlossenen Mikroprozessor übertragen. Es wurden 5 parallele Oberflächeneinzelmessungen der Füllungen senkrecht zur letzten Polierrichtung, also auch senkrecht zum Verlauf der Schleifspuren durchgeführt. Der Mittenrauhwert Ra, bzw. die gemittelte Rauhtiefe Rz wurden als Durchschnittswert von jeweils 5 Messungen vom

²⁴ Silaplast
Detax, D-76275 Ettlingen

²⁵ Stycast 1266 Part A+B
Emmerson & Cumming, N-2431 Westerlo-Oevel

²⁶ Sputteranlage SCD 030
Balzer Union, FL-9496 Balzers

²⁷ Perthometer S8P
Feinprüf GmbH, D-37079 Göttingen

Computer berechnet und ausgedruckt. Es bestand auch die Möglichkeit, die Profilkurve einer Einzelmessung grafisch darzustellen und auszudrucken.

4.10 Finieren der Füllungen

Der technische Ablauf des Finierens erfolgte, wie unter 4.6 (Konturieren der Füllungen) beschrieben, mit dem Unterschied, daß die jeweils feinere Körnung der Diamantinstrumente (Komet 15 μm ²⁸, Intensiv 15 μm ²⁹) und der Kombifinierer im Linkslauf verwendet wurden.

4.11 Temperaturwechselbelastung

Im Anschluß an die Wasserlagerung wurden die Proben einer thermischen Belastung unterzogen. Hierzu wurden die Zähne von einem Thermocycling-Gerät³⁰ für 2000 Zyklen abwechselnd in ein 5°C kaltes und 55°C warmes Wasserbad eingetaucht.

Die Verweildauer in den Wasserbädern betrug jeweils 30 Sekunden pro Zyklus, die Transferzeit zwischen den Bädern 12 Sekunden.

Im Anschluß an die Temperaturwechselbelastung erfolgten erneut die Arbeitsschritte 4.8 und 4.9.

²⁸ Diamantfinierer Artikel-Nr.: 862EF.314.012
Gebr. Brasseler GmbH & Co. KG, D-32631 Lemgo

²⁹ Composhape Diamantfinierer, Artikel-Nr.: 5205L
Intensiv SA, CH-6916 Grancia

³⁰ Thermocycling-Gerät
G.Altaner, D-14057 Berlin

4.12 Quantitative Randanalyse

Die Quantitative Randanalyse gibt Aufschluß über das Randverhalten der Füllungsmaterialien in verschiedenen Phasen der Bearbeitung. Die in den Replikas doublierten Füllungsråder wurden nach einer von ROULET et al. beschriebenen Methode im Rasterelektronenmikroskop (REM) bei 200-facher Vergrößerung analysiert und den in Tabelle 4.3 dargestellten Bewertungskriterien zugeordnet (siehe auch Abb. 4.2 - 4.6) [13], [133].

Die Auswertung der Füllungsråder wurde für Dentin- und Schmelzabschnitte getrennt vorgenommen. Es wurde jeweils segmentweise analysiert, d.h. daß Randabschnitte gleicher Randqualität vom Bewerter auf dem Computerbildschirm des REM markiert wurden und mit Hilfe eines Computerprogramms³¹ ausgemessen und der entsprechenden Gruppe zugeordnet wurden. Auf diese Weise wurde der gesamte Füllungsrand vermessen und qualitativ ausgewertet. Das Computerprogramm errechnete abschließend den prozentualen Anteil eines einzelnen Bewertungskriteriums an der Gesamtfüllungsrandlänge.

³¹ Win-Mes für MS Windows 3.1 / Version 2.03
Stefan Küppers, D-91054 Erlangen

Tab. 4.3: Bewertungskriterien der quantitativen Randanalyse

Randqualität	Definition für Dentin und Schmelz
Randqualität A	„perfekter Rand“ - Rand nicht oder kaum erkennbar - keine Randunregelmäßigkeiten* - kein Randspalt
Randqualität C	- kein Randspalt - Rand erkennbar - Randunregelmäßigkeiten*
Randqualität B	- Randspalt im Schmelz oder Dentin deutlich oder als Haarriß erkennbar
Randqualität D	- Füllungsrandfraktur
Randqualität E	- Schmelz- oder Dentinrandfraktur
*unter dem Begriff <i>Randunregelmäßigkeiten</i> versteht man: - Porositäten - Frakturen - Aufwölbungen des Füllungsmaterials	

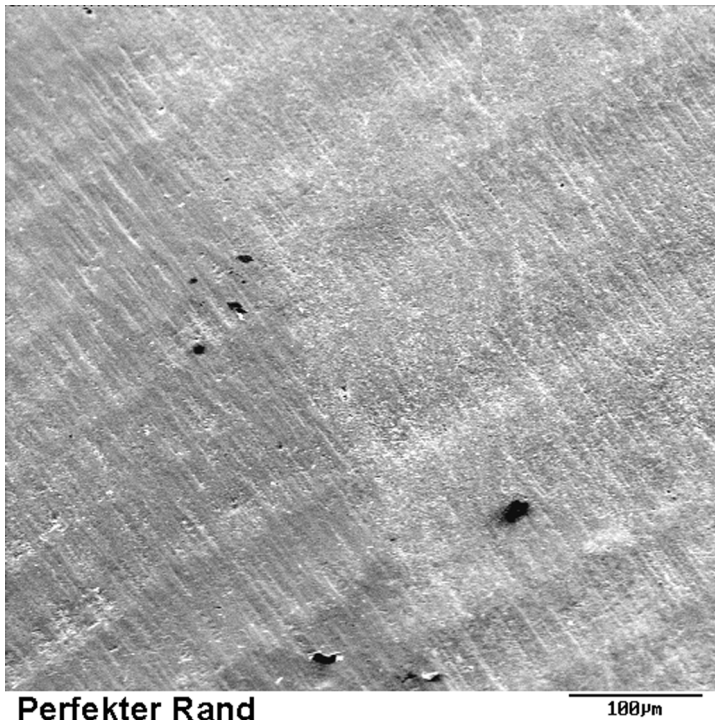


Abb. 4.2 REM – Aufnahme (200X), Note A, Perfekter Rand, Füllung rechts, Zahn links

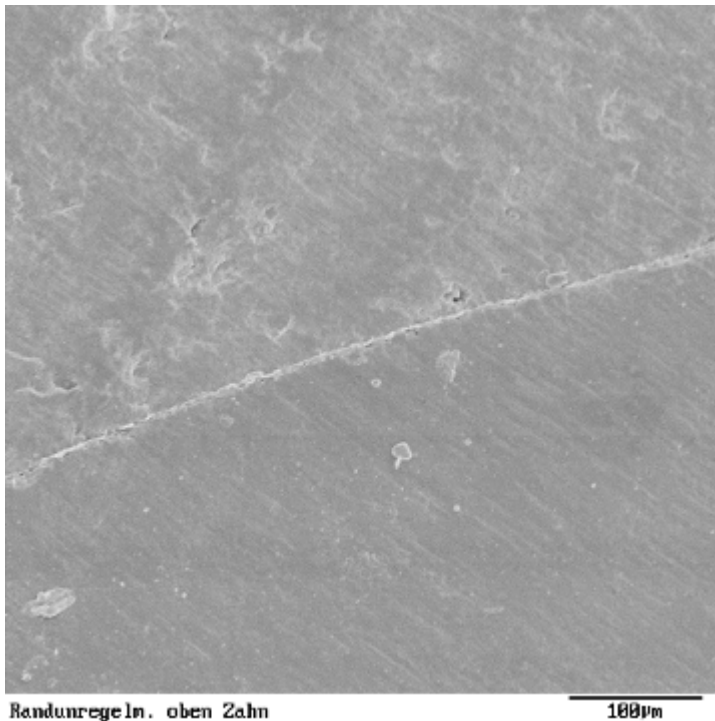


Abb. 4.3 REM – Aufnahme (200X), Note C, Randunregelmäßigkeiten, Zahn oben, Füllung unten

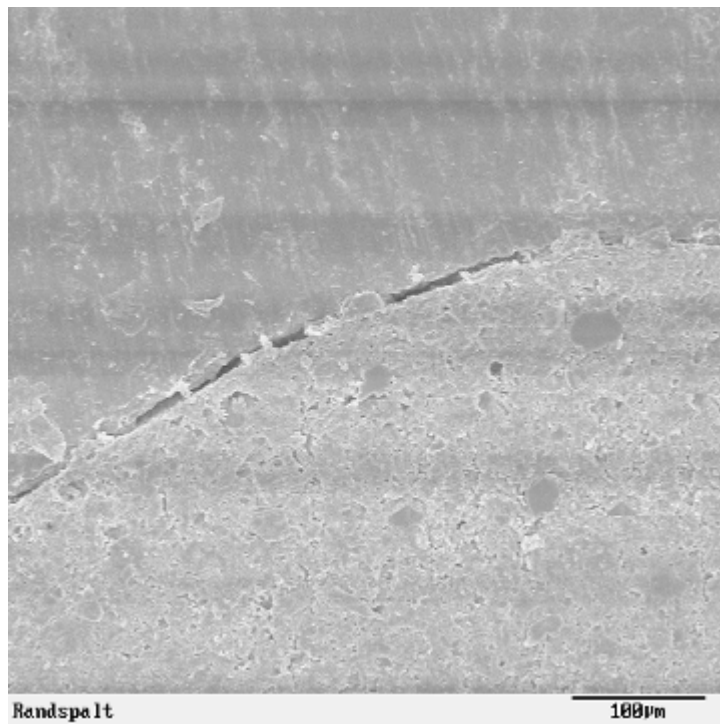


Abb. 4.4 REM – Aufnahme, (200X), Note B, Randspalt, Zahn oben, Füllung unten

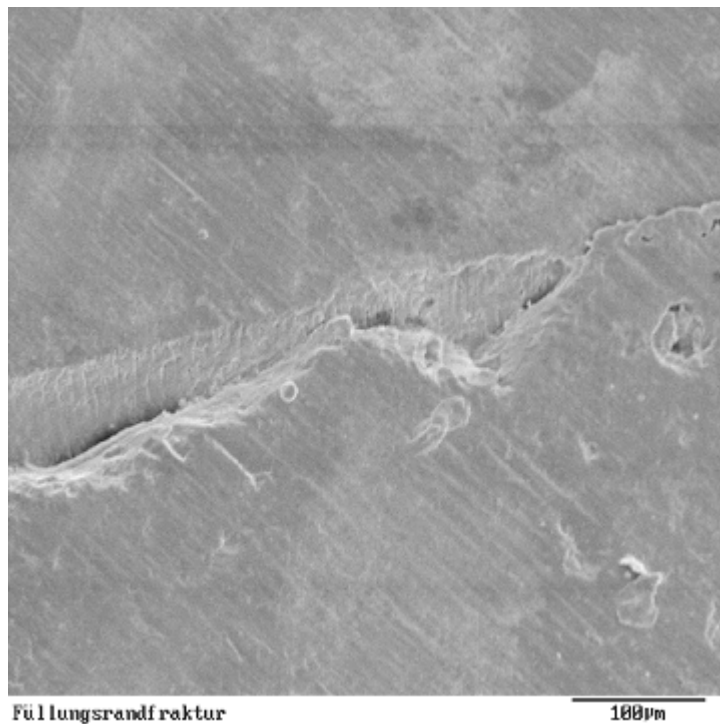


Abb. 4.5 REM – Aufnahme, (200X), Note D, Füllungsrandfraktur, Zahn oben, Füllung unten

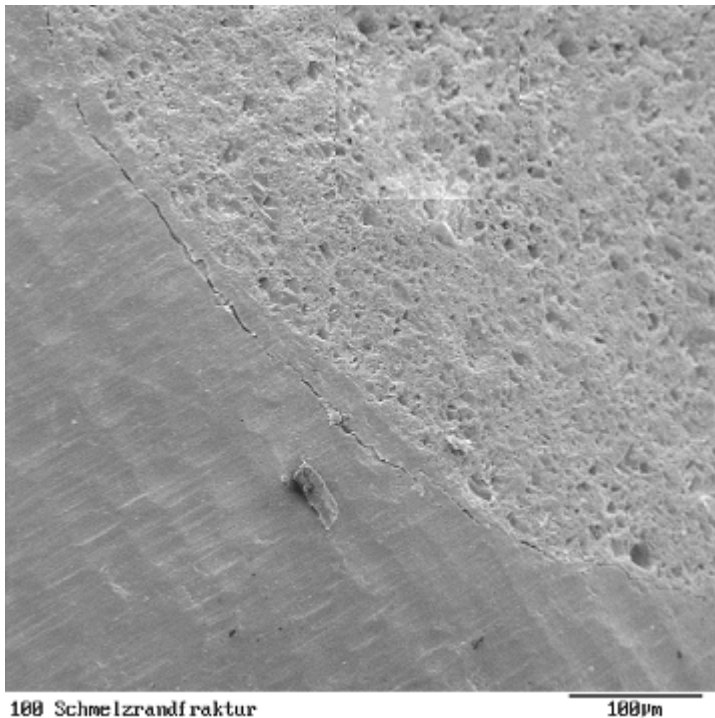


Abb. 4.6 REM – Aufnahme, (200X), Note E, Schmelzrandfraktur, Zahn links, Füllung rechts

4.13 Bewertung der Oberfläche mit dem REM

Die Oberflächencharakteristik der Proben wurde sowohl nach dem Konturieren als auch nach dem Finieren im REM auf charakteristische Schliffspuren und Oberflächenstrukturen untersucht und als digitales Bild auf dem Computer zu dokumentarischen Zwecken gespeichert.

4.14 Statistische Auswertung

Die statistische Auswertung erfolgte unter Zuhilfenahme des Statistikprogramms SPSS³² für Windows [24].

Die Auswertung der Rauigkeitsmessungen erfolgte mit t-Tests für gepaarte Stichproben und mit einfaktoriellen Varianzanalysen (ANOVA) mit Post-Hoc-Mehrfachvergleich nach Bonferroni [43].

SPSS für Windows, Version 8.0
SPSS GmbH, D-81669 München

Die paarweise Auswertung der Ergebnisse der quantitativen Randanalyse zur Bestimmung der Auswirkungen der Temperaturwechselbelastung wurde mit dem Wilcoxon-Test durchgeführt. Der Vergleich der Gruppen erfolgte mit dem Bonferroni-Test.

5 ERGEBNISSE

Die statistische Auswertung erfolgte separat für die Ergebnisse der Rauigkeitsmessungen (Profilometrie) und für die quantitative Randanalyse mit dem REM. Das Signifikanzniveau wurde für alle Berechnungen auf $p \leq 0,05$ festgelegt.

Die unten aufgeführte Tabelle 5.1 zeigt die Zusammenstellung der 12 Versuchsgruppen.

Tab. 5.1: Zusammenstellung der Versuchsgruppen

Gruppe	Füllungsmaterial				Instrument		
	Prodigy	Dyract AP	Silux Plus	Fuji LC	Kombi	Komet	Intensiv
1	X				X		
2	X					X	
3	X						X
4		X			X		
5		X				X	
6		X					X
7			X		X		
8			X			X	
9			X				X
10				X	X		
11				X		X	
12				X			X

5.1 Ergebnisse der Profilometrie

Die Ergebnisse der Oberflächenrauheitsmessung wurden als gemittelte Rauhtiefe R_z in μm und als Mittenrauhwert R_a in μm ausgegeben. Es erfolgte jeweils eine Rauheitsmessung nach Grobausarbeitung der Füllungen (R_{a1} bzw. R_{z1}) und eine weitere nach Feinbearbeitung (R_{a2} bzw. R_{z2}). Die statistische Auswertung erfolgte allerdings nur für die R_a -Werte, mit dem Ziel, die Datenmengen zu reduzieren und die Ergebnisse übersichtlicher zu gestalten. Dieses Vorgehen bot sich an, da in der Literatur der Mittenrauhwert als gängige Oberflächenmeßgröße gebräuchlich ist und somit die Ergebnisse verschiedener Studien vergleichbar werden. Des weiteren weisen die R_a -Werte dieser Studie eine bessere Normalverteilung auf und sind somit statistisch aussagekräftiger.

Der Kolmogorov-Smirnov-Test ergab, daß alle Oberflächenmeßgrößen (R_{a1} , R_{a2}) normalverteilt sind, somit wurden die statistischen Tests für Normalverteilung durchgeführt.

5.1.1 Überprüfung der R_{a1} - und R_{a2} -Werte auf signifikante Unterschiede

Im ersten Teil der Datenauswertung wurden die Mittel- bzw. Medianwerte der R_{a1} - und R_{a2} -Werte berechnet und anschließend paarweise auf Signifikanz untersucht. Der T-Test für gepaarte Stichproben gibt in diesem Fall Auskunft darüber, ob die Instrumente nach der Feinbearbeitung (R_{a2}) im Vergleich zur Grobausarbeitung (R_{a1}) signifikant glattere Oberflächen erzeugen.

Die Ergebnisdarstellung in Abbildung 5.1 erfolgt mit Hilfe sogenannter Boxplots. Sie bestehen aus einem Kästchen (Interquartilbereich), das vom ersten und dritten Quartil (25. bzw. 75. Perzentil) begrenzt wird und dessen innere Linie den Median repräsentiert. Ferner werden kleinste und größte Werte markiert (oberste und unterste Querstriche). Auf die Darstellung von Ausreißern wurde in dieser Abbildung verzichtet.

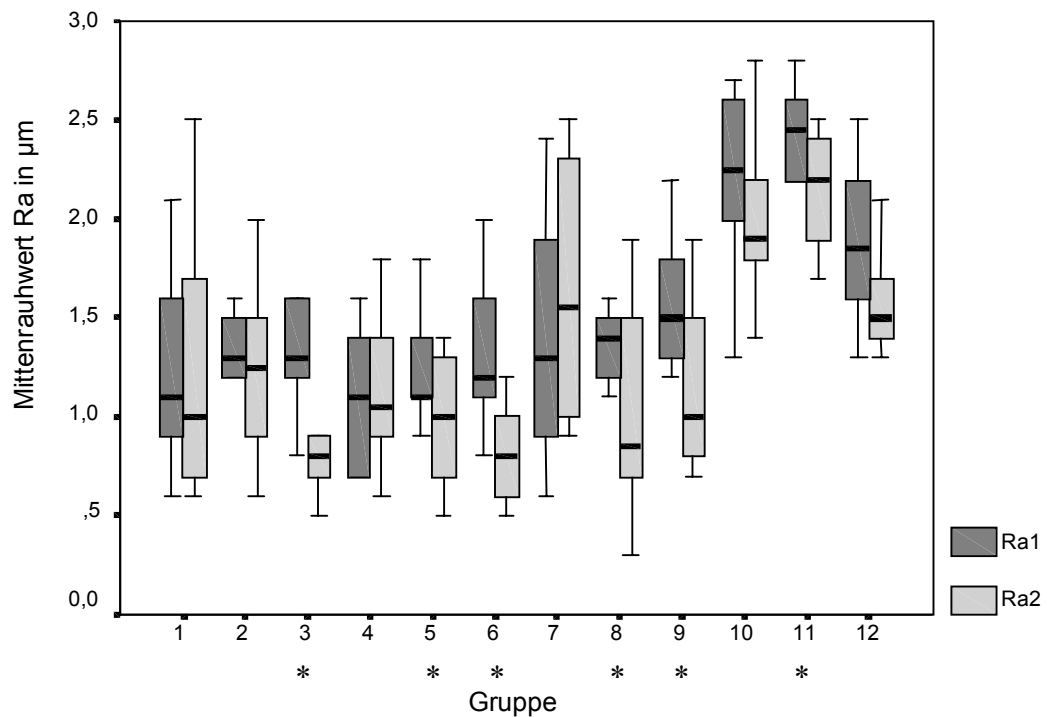


Abb. 5.1 Mittenrauhwerte nach Grobbearbeitung (Ra1) und Feinbearbeitung (Ra2). Die mit einem Sternchen (*) gekennzeichneten Gruppen weisen einen statistisch signifikanten Unterschied auf ($p \leq 0,05$).

Tab. 5.2: Mittenrauhwerte in µm (Mittelwert, Standardabweichung, Median) nach Grobbearbeitung (Ra1) und Feinbearbeitung (Ra2) sowie statistisch signifikante Unterschiede zwischen Ra1 und Ra2 ($p \leq 0,05$).

Gruppe	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
Ra1 (Mittelwert)	1,24	1,36	1,39	1,12	1,26	1,29	1,41	1,45	1,57	2,23	2,45	1,88
Ra2 (Mittelwert)	1,27	1,22	0,90	1,13	0,98	0,90	1,64	1,02	1,16	1,97	2,13	1,52
Signifikanz			X		X	X		X	X		X	
Ra1 (Standardabw.)	0,48	0,15	0,40	0,33	0,30	0,35	0,64	0,31	0,34	0,42	0,21	0,36
Ra2 (Standardabw.)	0,69	0,42	0,36	0,39	0,34	0,41	0,69	0,49	0,46	0,41	0,27	0,32
Ra1 (Median)	1,10	1,30	1,30	1,10	1,10	1,20	1,30	1,40	1,50	2,25	2,45	1,85
Ra2 (Median)	1,00	1,25	0,80	1,05	1,00	0,80	1,55	0,85	1,00	1,90	2,20	1,50

In der Tabelle 5.2 wird gezeigt, daß der Kombifinierer im Linkslauf (Ra2) in keinem Fall eine signifikant bessere Oberfläche erzeugt (Gruppe 1,4,7,10), während die Diamantfinierer mit Ausnahme der Gruppe 2 (Komet/Prodigy, $p=0,187$) und Gruppe 12 (Intensiv/Fuji LC, $p=0,06!$) stets signifikant glattere Oberflächen erzeugen.

Die Abbildung 5.1 zeigt ferner, daß der Kombifinierer im Zusammenhang mit Silux Plus (Gruppe 7) nach der Feinbearbeitung sogar eine größere Oberflächenrauigkeit aufweist. Eine ähnliche Tendenz zeigt auch die Gruppe 1 (Kombifinierer/Prodigy) in der Tabelle 5.2. Die Boxplotdarstellung (Abb. 5.1) macht diese Tendenz der Gruppe 1 nicht so deutlich, da hier Medianwerte dargestellt werden.

5.1.2 Vergleich der Instrumente

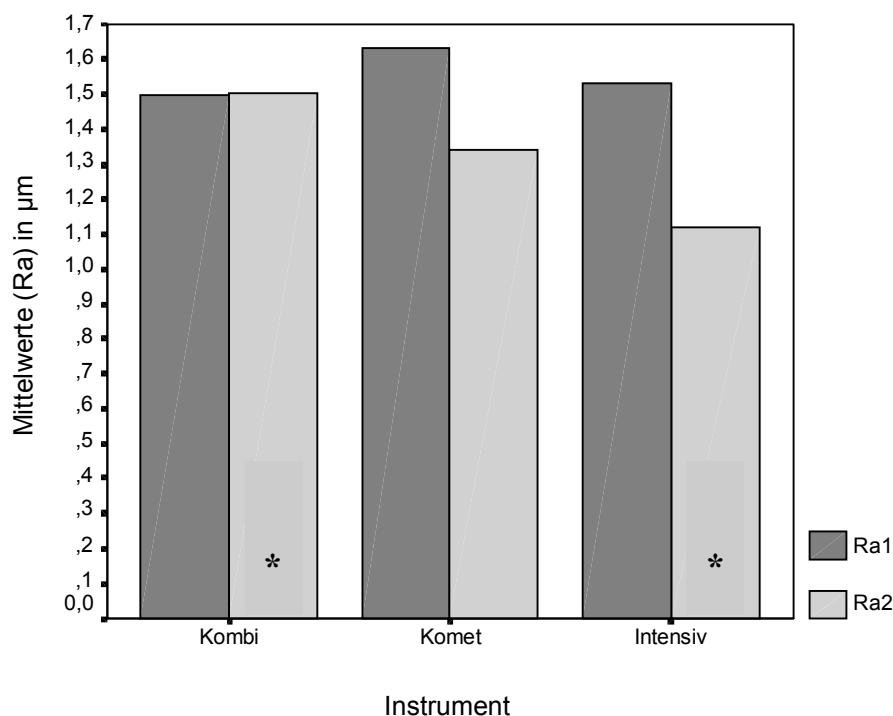


Abb. 5.2 Mittenrauhwerte Ra1 und Ra2 nach Instrument. Die mit einem Sternchen (*) gekennzeichneten Gruppen Kombi/Ra2 und Intensiv/Ra2 unterscheiden sich statistisch signifikant voneinander ($p \leq 0,05$).

Im Nachfolgenden wurde statistisch geprüft, inwiefern es signifikante Unterschiede zwischen den Instrumenten bezüglich der von ihnen erzeugten Oberflächenrauigkeit gibt. Es erfolgte eine Überprüfung nach Grob- und Feinbearbeitung sowie über alle Meßwerte ($Ra1 + Ra2$). Die Analyse erfolgte mit einer einfaktoriellen ANOVA und einem Bonferroni Post-Hoc-Test.

Nach der Grobausarbeitung ($Ra1$) und über alle Meßwerte ($Ra1+Ra2$) bestanden keine signifikanten Unterschiede zwischen den Instrumenten.

Nach Feinbearbeitung ($Ra2$) wurde ein signifikanter Unterschied ($p=0,01$) zwischen dem Kombifinierer und dem feinen Intensiv-Diamantfinierer festgestellt (Abb. 5.2).

5.1.3 Vergleich der Füllungsmaterialien

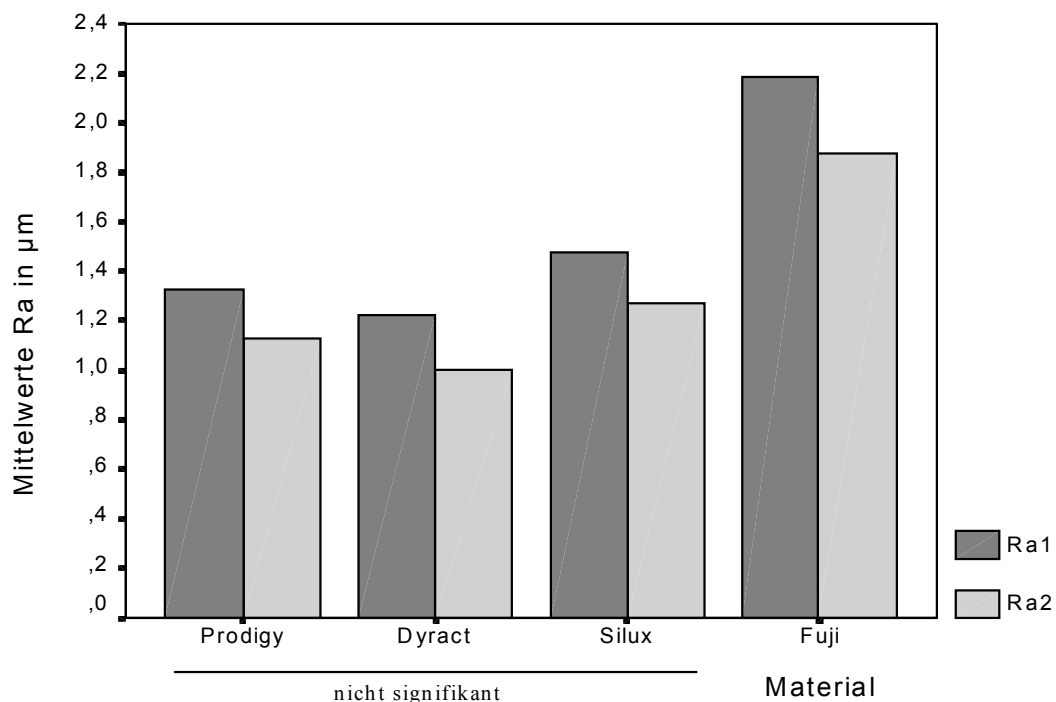


Abb. 5.3 Mittenrauhwerte $Ra1$ und $Ra2$ nach Füllungsmaterial. Es besteht ein signifikanter Unterschied zwischen Fuji LC und allen anderen Füllungsmaterialien bezüglich des $Ra1$ - und $Ra2$ -Wertes. (Balken: statistisch nicht signifikant, $p>0,05$).

Analog zu der weiter oben durchgeführten Auswertung für die Instrumente wurden die Füllungsmaterialien hinsichtlich ihrer Oberflächenrauigkeit untersucht und verglichen. Die Abbildung 5.3 macht deutlich, daß bei allen Füllungsmaterialien durch die Feinbearbeitung merklich geringere Ra-Werte erzielt wurden. (Ausnahmen: leichte, nicht signifikante Verschlechterung der Ra2-Werte in Gruppe 1 und Gruppe 7 spiegelt sich nicht in der graphischen Darstellung Abb. 5.3 wieder.)

Der Bonferroni Test zeigt eine signifikant höhere Oberflächenrauigkeit der Fuji-Füllungen zu allen anderen Füllungsmaterialien (bezüglich der Ra1- und Ra2-Werte). Die übrigen Füllungsmaterialien unterscheiden sich hinsichtlich dieses Kriteriums nicht signifikant voneinander.

5.1.4 Vergleich der Gruppen

Tab. 5.3: Signifikante Unterschiede zwischen den Gruppen bezüglich Ra1- (*) und Ra2-Werte (x), ($p \leq 0,05$)

Gruppe	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
1										*	x*	*
2										x*	x*	
3							x			x*	x*	
4										x*	x*	*
5										x*	x*	*
6							x			x*	x*	*
7			x			x				*	*	
8										x*	x*	
9										x*	x*	
10	*	x*	x*	x*	x*	x*	*	x*	x*			
11	x*	x*	x*	x*	x*	x*	*	x*	x*			
12	*			*	*	*						

Hier wurde mit Hilfe des Bonferroni Tests untersucht, ob signifikante Unterschiede zwischen den Versuchsgruppen nach Grob- und Feinbearbeitung bestehen.

Die Tabelle 5.3 zeigt, daß sich nur die Gruppen 10, 11, 12 (Fuji) und die Gruppe 7 (Kombi/Silux) signifikant von anderen Gruppen unterscheiden. Für die Gruppe 7 gilt dies nur nach Feinbearbeitung (Ra2), für die Gruppe 12 (Intensiv/Kombi) nur nach Grobbearbeitung (Ra2).

Diese Ergebnisse decken sich mit den Resultaten der vorausgegangenen Analysen, in denen sich Gruppen mit Fuji LC und dem Kombifinierer in einigen Fällen signifikant von anderen Gruppen unterscheiden.

5.2 Oberflächenbeschaffenheit

Die Strukturen der bearbeiteten Oberflächen lassen sich am besten mit dem REM betrachten. Die folgenden Abbildungen zeigen typische Beispiele der Oberflächenmorphologie nach Grob- und Feinbearbeitung auf verschiedenen Materialien bei 250-facher Vergrößerung (Abb. 5.4 - 5.10). Die Instrumente erzeugen bei Prodigy, Silux Plus und Dyract AP eine ähnliche, schwer differenzierbare Oberflächenstruktur, während sich die Fuji LC Restaurationen aufgrund der materialbedingt rauheren Oberfläche leicht identifizieren lassen. Die angefügten Profilkurven stellen das Oberflächenrelief in der Horizontalen dar.

Die Diamantinstrumente erzeugen charakteristische Schliffspuren, deren Ausmaß in Abhängigkeit von der Körnung variiert. Zwischen den Komet- und Intensiv-Instrumenten ist kein eindeutiger morphologischer Unterschied feststellbar, während sich die unterschiedliche Diamantkörnung deutlich darstellt.

Die mit dem Kombifinierer bearbeitete Oberfläche zeigt keinen merklichen Unterschied zwischen Grob- und Feinbearbeitung auf, die Schliffspuren sind deutlich geringer als bei den Diamantinstrumenten. Charakteristisch ist jedoch ein typisches Wellenprofil, das häufig vorzufinden ist.

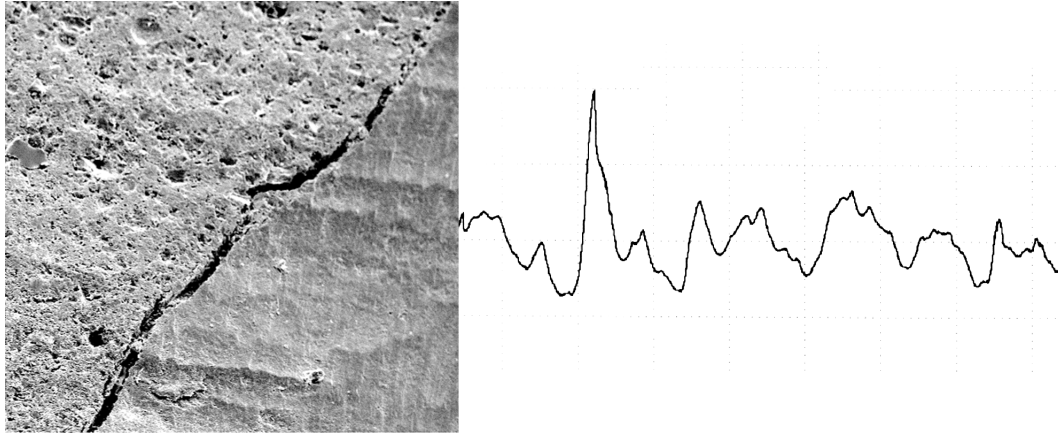


Abb. 5.4 Fuji LC (links) und Zahnhartsubstanz (rechts) abgegrenzt durch einen Randspalt nach Bearbeitung mit einem Kombifinierer im Rechtslauf. Typisch ist die schwammartige Oberflächenstruktur der Fuji LC Restauration sowie das Wellenprofil, erzeugt durch den Hartmetallfinierer. Die Profilkurve zeigt das Oberflächenrelief des Füllungsmaterials.

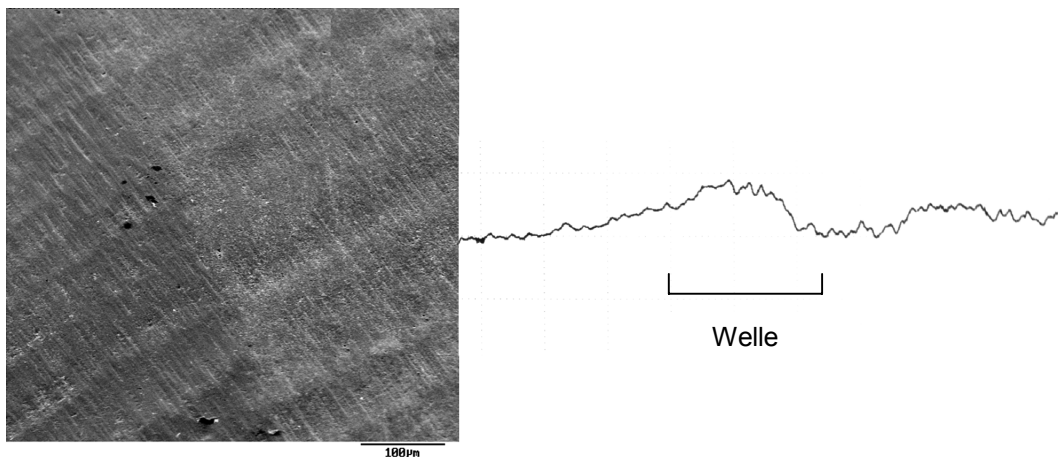


Abb. 5.5 Grobausarbeitung mit einem Kombifinierer (Prodigy links, Zahnhartsubstanz rechts, 250-fache Vergrößerung). In der Profilkurve spiegelt sich ein Ausschnitt der Füllungsoberfläche als Welle wider. Kleinere Oberflächenkratzer werden als minimale Ausschläge dargestellt.

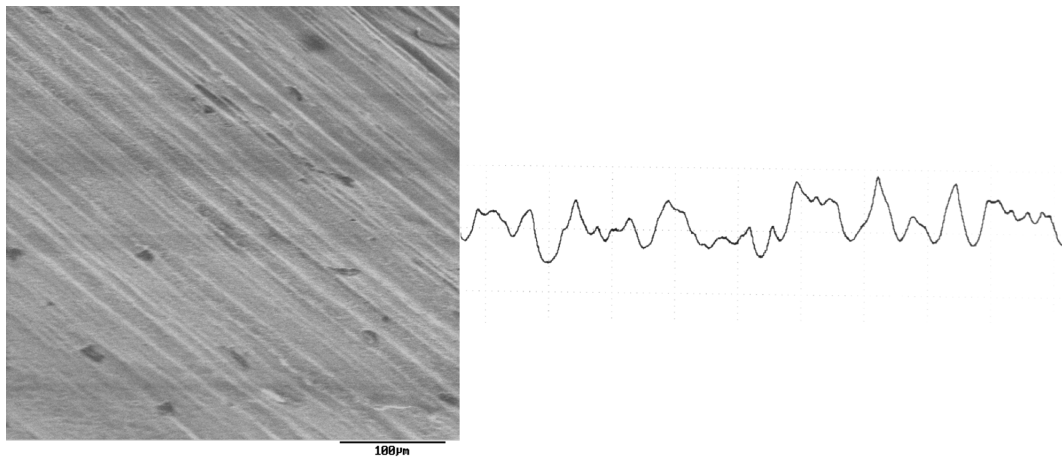


Abb. 5.6 Grobausarbeitung mit einem Komet-Diamanten (Dyract AP, 250-fache Vergrößerung). Die diagonal verlaufenden Schliffspuren des Finierdiamanten sind deutlich erkennbar. Sie manifestieren sich als merkbliche Ausschläge in der Profilkurve.

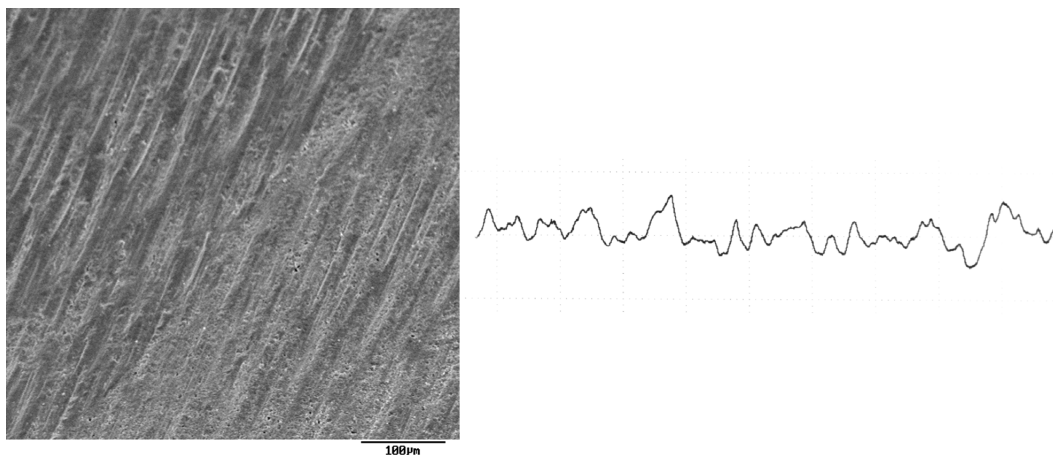


Abb. 5.7 Grobausarbeitung mit einem Intensiv-Diamanten (Dyract AP rechts, Zahnhartsubstanz links, 250-fache Vergrößerung). Annähernd senkrecht verlaufende Schliffspuren.

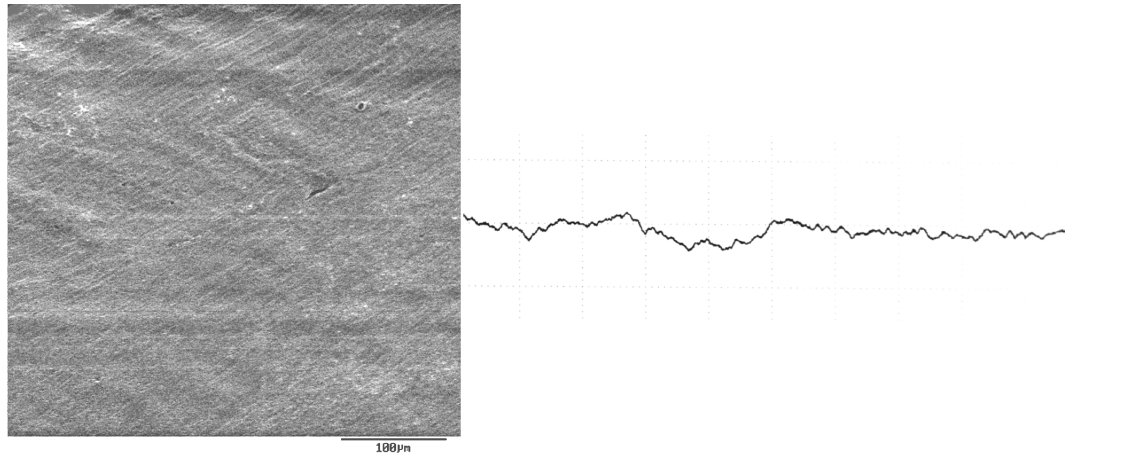


Abb. 5.8 Feinausarbeitung mit einem Kombifinierer (Prodigy, 250-fache Vergrößerung) Wellenprofil oben links erkennbar, nur geringe Schliffspuren.

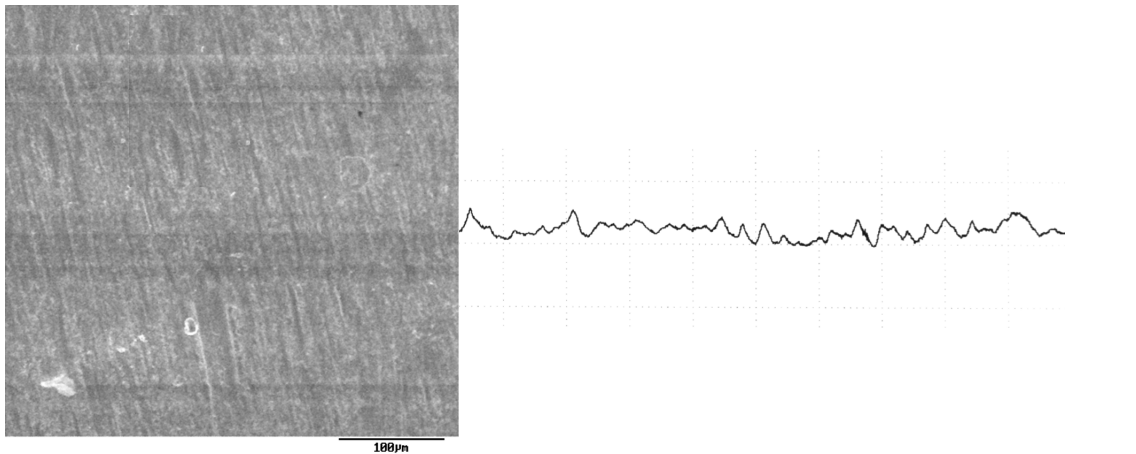


Abb. 5.9 Feinausarbeitung mit einem Komet-Diamanten (Dyract AP, 250-fache Vergrößerung). Die senkrecht verlaufenden Schliffspuren sind deutlich geringer als nach der Grobausarbeitung in Abbildung 5.6.

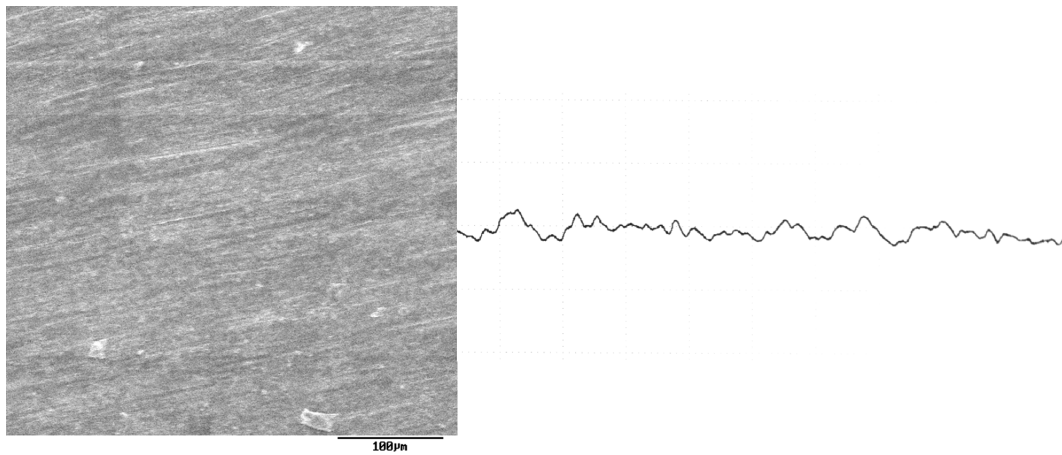


Abb. 5.10 Feinausarbeitung mit einem Intensiv-Diamanten (Silux Plus, 250-fache Vergrößerung). Leichte Schliffspuren horizontal verlaufend.

5.3 Ergebnisse der quantitativen Randanalyse

Die Bewertungskriterien D (Füllungsrandfraktur) und E (Schmelzrandfraktur) wurden in nur sehr wenigen Fällen und statistisch nicht signifikant festgestellt. Um die Datenmenge zu reduzieren und eine bessere Übersicht zu verschaffen, wurden deshalb die Randqualitäten D und E mit der Randqualität B (Randspalt) zusammengefaßt.

Des weiteren wurde die Randqualität C (Randunregelmäßigkeiten) der Übersichtlichkeit halber nicht bei allen Darstellungen berücksichtigt. Im Gegensatz zu den Meßwerten der Rauigkeitsmessung sind die Ergebniswerte der Randanalyse nicht normalverteilt, es müssen daher nichtparametrische Tests durchgeführt werden.

5.3.1 Einfluß der Temperaturwechselbelastung

Die Tabelle 5.4 stellt die Meßergebnisse der quantitativen Randanalyse vor Temperaturwechselbelastung (T1) und nach Temperaturwechselbelastung (T2) zusammen. Die Werte T1 und T2 wurden paarweise mit dem Wilcoxon-Test auf Signifikanz überprüft. Signifikante Unterschiede treten in 57% der Fälle auf (Randqualität A:25%, B:18%, C:14% / Prodigy 17%, Dyract AP 7%, Silux Plus 21%, Fuji LC 12%), die Verteilung ist uneinheitlich.

Tab. 5.4: Mittelwerte der Randqualitäten in Prozent. Die erste Zahl indiziert den Meßwert vor Temperaturwechselbelastung (T1), die zweite Zahl nach Temperaturwechselbelastung (T2). Die Kreuze markieren signifikante Unterschiede zwischen T1 und T2, ($p \leq 0,05$).

Ergebnisse der quantitativen Randanalyse						
Gruppe	Schmelz			Dentin		
	A	B	C	A	B	C
1	x 91,0 76,3	3,6 8,1	x 5,5 15,6	x 79,6 57,1	x 6,5 24,9	13,9 18,0
2	x 93,8 84,7	x 0,4 3,6	x 5,9 11,8	x 86,0 69,5	x 3,3 18,0	10,7 12,5
3	95,2 90,2	0,5 2,7	4,3 7,1	x 95,0 71,6	x 0,3 11,0	x 4,8 17,4
4	x 96,7 82,3	0,4 3,3	x 3,0 14,4	x 95,6 90,5	0,2 3,4	4,2 6,1
5	98,2 83,9	0,2 10,3	1,7 5,8	x 98,3 83,3	0,1 3,1	x 1,5 13,6
6	96,0 92,2	0,0 1,6	4,0 6,2	94,7 89,3	0,3 5,5	4,9 5,2
7	x 81,6 63,4	x 6,9 20,2	11,4 16,4	x 83,7 43,4	x 3,8 27,3	x 12,5 29,3
8	x 96,0 53,2	x 1,2 36,4	2,8 10,3	x 92,9 12,2	x 0,5 54,2	x 6,6 33,6
9	x 93,6 60,0	x 0,5 27,4	6,0 12,5	x 93,0 20,5	x 0,4 59,9	x 6,7 19,7
10	x 99,7 81,4	x 0,0 11,9	x 0,3 6,7	x 97,2 91,6	2,2 4,7	x 0,6 3,7
11	x 92,9 76,8	x 5,5 19,3	1,6 3,9	91,2 86,9	1,6 8,1	7,2 4,9
12	x 96,4 88,3	x 2,9 8,9	0,6 2,8	96,1 94,5	1,4 4,7	2,4 0,8

5.3.2 Einfluß der Instrumente

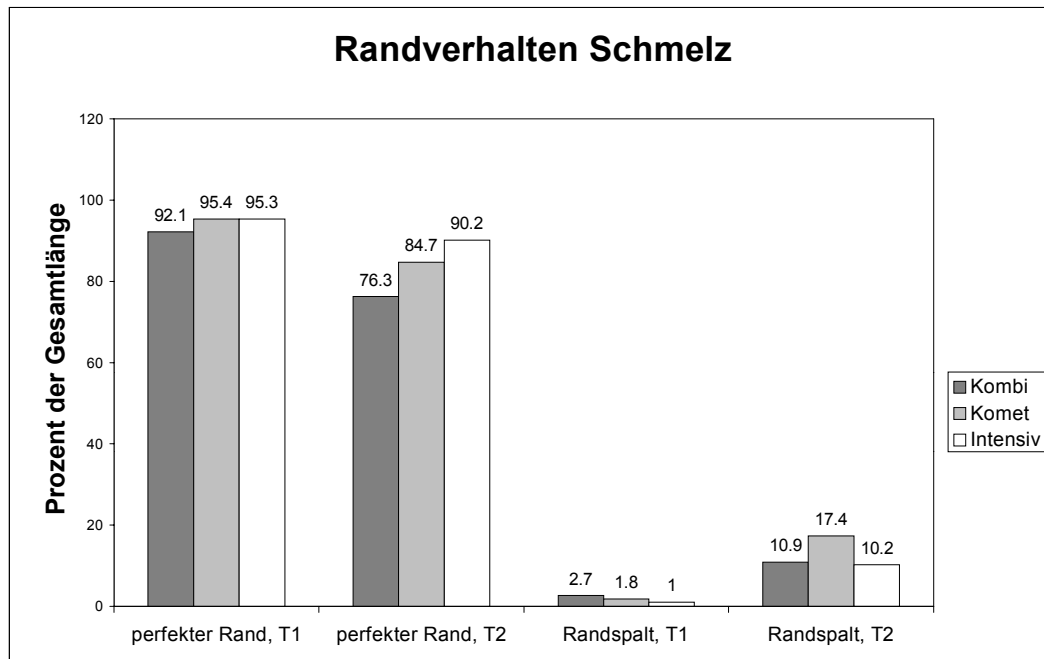


Abb. 5.11 Randqualitäten im Schmelz getrennt nach Instrumenten. Keine signifikanten Unterschiede

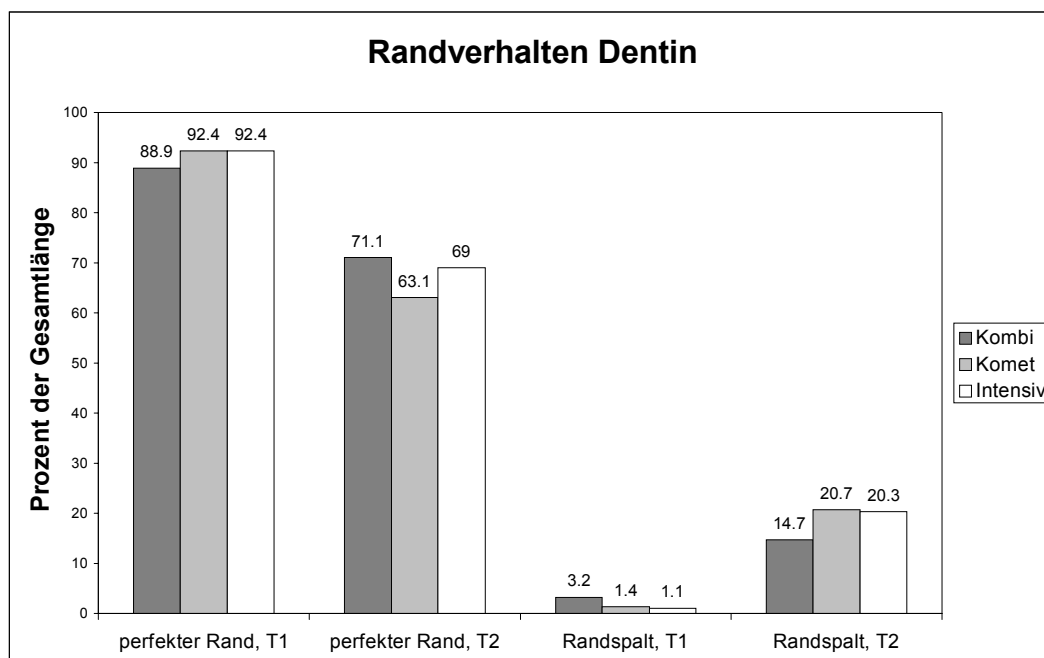


Abb. 5.12 Randqualitäten im Dentin getrennt nach Instrumenten. Keine signifikanten Unterschiede

Die Abbildungen 5.11 und 5.12 zeigen die Ergebnisse der quantitativen Randanalyse bezogen auf die Instrumente. Mit dem H-Test nach Kruskal und Wallis wurde zunächst analysiert, ob signifikante Unterschiede zwischen den Instrumenten innerhalb derselben Gruppe von Randqualitäten bestehen. Dies ist nur für die Gruppe Dentin, Randspalt, T1 der Fall. Der Bonferroni Test für diese Gruppe zeigt allerdings, daß sich die Signifikanz bei Betrachtung der Gesamtgruppe ergeben muß. Zwischen den einzelnen Instrumenten besteht kein signifikanter Unterschied.

5.3.3 Einfluß der Füllungsmaterialien

In den Abbildungen 5.13 und 5.14 werden die Randqualitäten bezüglich der Füllungsmaterialien aufgezeigt. Aus dem Kruskal-Wallis-Test ergeben sich statistisch signifikante Unterschiede für alle Bewertungskriterien, mit Ausnahme der Note B im Schmelz vor Temperaturwechselbelastung.

Nachfolgend wurde mit Hilfe des Bonferroni Tests herausgefunden, für welche Materialien diese Unterschiede gelten. Das Ergebnis ist in der Tabelle 5.5 dargestellt.

Tab. 5.5: Statistisch signifikante Unterschiede zwischen den Füllungsmaterialien, ermittelt mit dem Bonferroni Test, ($p \leq 0,05$)

	Schmelz Note: A T1	Schmelz Note: A T2	Schmelz Note: B T1	Schmelz Note: B T2	Dentin Note: A T1	Dentin Note: A T2	Dentin Note: B T1	Dentin Note: B T2
Prodigy-Dyract					X	X	X	X
Prodigy-Silux		X		X		X		X
Prodigy-Fuji					X	X		X
Dyract-Silux	X	X		X		X		X
Dyract-Fuji								
Silux-Fuji	X	X		X		X		X

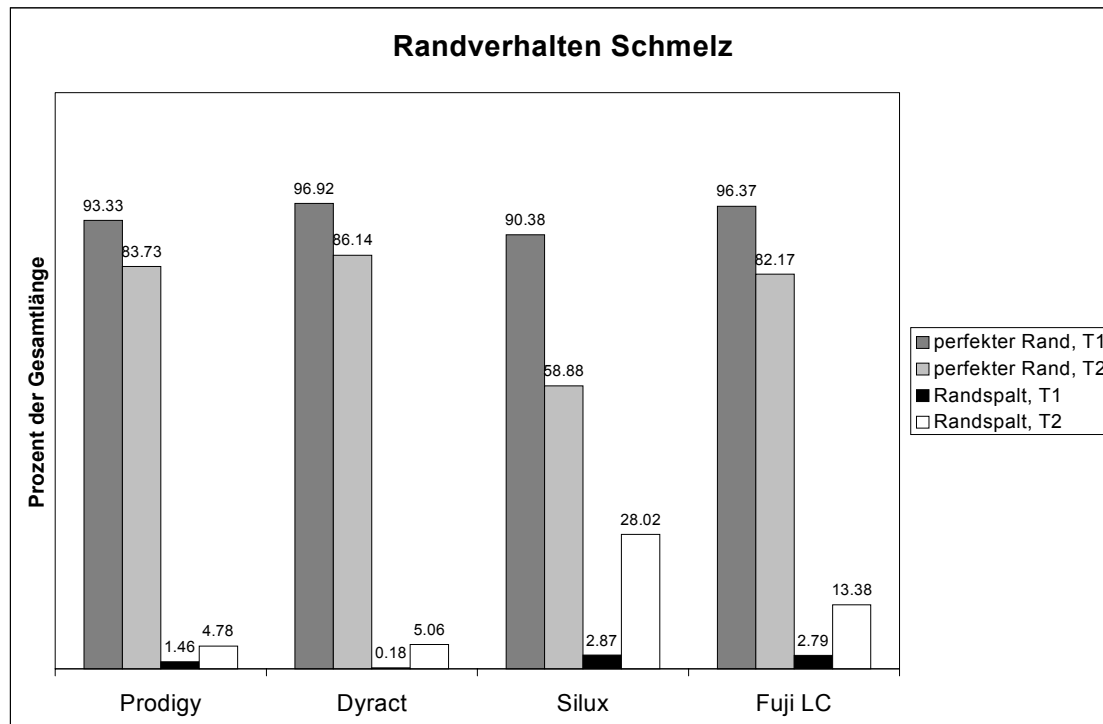


Abb. 5.13 Randqualitäten im Schmelz getrennt nach Füllungsmaterial. Signifikante Unterschiede nicht dargestellt

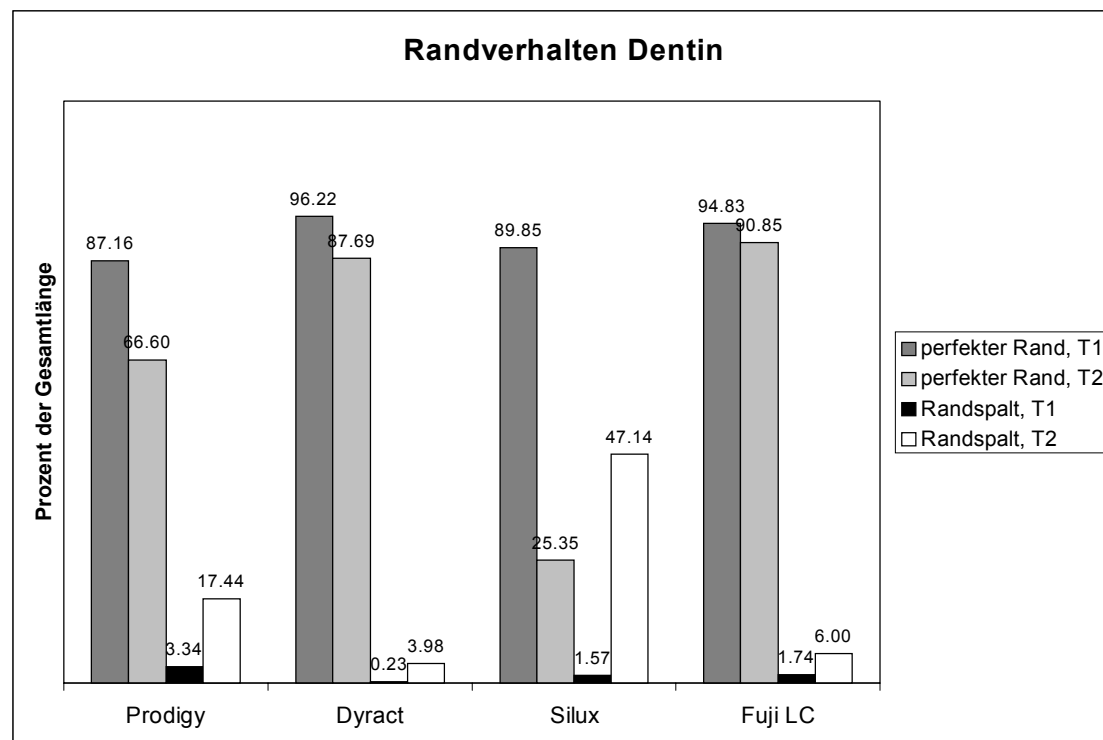


Abb. 5.14 Randqualitäten im Dentin getrennt nach Füllungsmaterial. Signifikante Unterschiede nicht dargestellt.

Die Abbildungen 5.13 und 5.14 zeigen, daß Silux Plus nach Temperaturwechselbelastung (TWB) generell mehr Randspalten aufweist als alle anderen Füllungsmaterialien. Dies gilt sowohl für die Schmelz- als auch für die Dentinbereiche.

Prodigy weist im Dentin nach TWB signifikant mehr Randspalten als Fuji LC und Dyract AP auf, allerdings auch signifikant weniger als Silux Plus in diesem Bereich.

5.4 Zusammenfassung der Ergebnisse

Profilometrie:

- Der Kombifinierer erzeugt im Linkslauf keine signifikant glatteren Oberflächen.
- Die Finierdiamanten unterscheiden sich nicht signifikant voneinander; die Intensiv-Diamanten erzeugen nach Feinbearbeitung die geringste Oberflächenrauigkeit.
- Die Oberflächen der Fuji LC Füllungen sind signifikant rauher als bei allen anderen getesteten Füllungsmaterialien. Die Oberflächenrauigkeit von Prodigy, Dyract AP und Silux Plus unterscheiden sich nicht signifikant.

Quantitative Randanalyse:

- Die Randqualität der Füllungen ist unabhängig von den in dieser Studie zur Ausarbeitung eingesetzten Instrumenten.
- Silux Plus weist im Schmelz nach Temperaturwechselbelastung (TWB) signifikant mehr Randspalten auf als alle anderen Materialien.
- Im Dentin weisen Silux Plus und Prodigy signifikant mehr Randspalten auf als Dyract AP und Fuji LC.

6 DISKUSSION

6.1 Material und Methode

6.1.1 Übertragbarkeit der in vitro Versuche auf in vivo Bedingungen

Der Aussagewert von in vitro Untersuchungen ist stets begrenzt, da die klinischen Bedingungen nur simuliert werden. Für die Ermittlung der Oberflächenqualität muß in Betracht gezogen werden, daß die Ausarbeitung der Füllungen außerhalb der Mundhöhle geschah, was mit weniger Komplikationen verbunden ist und bessere Ergebnisse erwarten läßt. Die Qualitätsabweichungen sollten jedoch, verglichen mit lege artis Vorgehensweise in vivo, gering sein.

Ähnliches gilt auch für die Applikation der Füllungen und die Methodik der quantitativen Randanalyse [2], [129].

6.1.2 Auswahl und Verarbeitung der Füllungsmaterialien

Es sollten verschiedene Typen lichthärtender zahnfarbiger Füllungsmaterialien, die sich für einen dauerhaften Einsatz von Klasse-V Füllungen eignen, untersucht werden. Zur Auswahl kamen aus der Gruppe der Komposits das Hybrid-Komposit Prodigy (Kerr) mit dem dazugehörigem Adhäsivsystem Optibond FL und das Mikrofüller-Komposit Silux Plus (3M), ebenfalls mit dem dazugehörigem Adhäsiv Scotchbond 1.

Als Vertreter der Kompomere wurde Dyract AP (Dentsply DeTrey) mit Prime&Bond NT gewählt, aus der Gruppe der lichthärtenden Glasionomermementen fiel die Wahl auf Fuji II LC (GC Corporation).

Alle Materialien haben sich in der Praxis bewährt und finden eine breite Anwendung.

Die Applikation erfolgte streng nach den von den Herstellern vorgegebenen Empfehlungen, um möglichst praxisnahe Bedingungen zu erzielen (siehe Tab. 4.2).

6.1.3 Auswahl und Anwendung der rotierenden Instrumente

Ausgangspunkt dieser Studie war, einen von der Firma Brasseler neu entwickelten Hartmetallfinierer, der sowohl für Grob- als auch Feinbearbeitung vorgesehen ist, zu untersuchen. Als Vergleich wurden herkömmliche Diamantfinierer zweier renommierter Hersteller (Brasseler, Intensiv) mit ähnlichen Schleifeigenschaften gewählt.

Die Ausarbeitung erfolgte ebenfalls streng nach den Drehzahl- und Laufrichtungsvorgaben der Hersteller.

6.1.4 Auswahl und Lagerung der Zähne

In dieser Studie wurden kariesfreie, extrahierte, menschliche Frontzähne und Prämolaren der zweiten Dentition gewählt. Die Aufteilung erfolgte randomisiert auf die 12 Versuchsgruppen unter Berücksichtigung eines einheitlichen Frontzahn-, Prämolaren-Verhältnisses. Da die Zähne aus einer Sammlung mehrerer Zahnarztpraxen stammen, sind der Extraktionszeitpunkt sowie das Alter unbekannt. Die Lagerung bis zur Auswahl für den Studienzweck erfolgte in 0,1%iger Thymollösung, während der Studiendauer in Chloramin-B-Hydrat Lösung.

In mehreren Studien konnte festgestellt werden, daß die Lagerungsdauer keinen signifikanten Einfluß auf die Wirksamkeit der Haftvermittler hat [109], [168], [32], [60]. Ferner wurde herausgefunden, daß ebenfalls kein Zusammenhang zwischen dem Alter der Zähne und der Randqualität im Dentin besteht [113].

6.1.5 Kavitätenpräparation

Um die Randqualitäten der Füllungen sowohl im Schmelz als auch im Dentin zu untersuchen, bietet es sich an, Klasse-V Kavitäten mit jeweils gleichen Anteilen im Schmelz und Dentin zu präparieren. Die Größe der Kavitäten orientiert sich

an den zu erwartenden klinischen Dimensionen und entspricht der Größe anderer Untersuchungen [14], [16], [88], [95].

Auf die Einhaltung der geforderten Kavitätengröße wurde streng geachtet, damit der Einfluß Polymerisationsschrumpfung (C-Faktor) von Probe zu Probe möglichst gleich war.

Die Ränder im Schmelz wurden für die Kompositfüllungen angeschrägt, was die bestmögliche marginale Adaptation erwarten läßt [110], [124], [31]. Im Dentin und für die Kompomer- und Glasionomerfüllungen hat sich eine rechtwinklige Kavitätenrandpräparation als empfehlenswert herausgestellt [15].

6.1.6 Ausarbeitung

Die besten Füllungsflächen werden mit rotierenden Aluminiumoxid-Scheiben erzielt [94], [11], [138], [165]. Da diese Instrumente jedoch sehr wenig Material abtragen, wird die Restauration in der Regel zunächst mit Diamant- oder Hartmetallfinierern so weit und so fein wie möglich vorgearbeitet. Manche Stellen (Infrawölbung) sind nicht für Polierscheiben zugänglich, hier erfolgt die alleinige Ausarbeitung mit knospen- bzw. kugelförmigen Finierern. Aus diesem Grund muß die Oberflächenqualität nach der Ausarbeitung mit Diamant- und Hartmetallfinierern schon den klinischen Ansprüchen genügen.

Die Ausarbeitung erfolgte bei einer Drehzahl von 20000 U/min, was den Herstellerempfehlungen entspricht. Bei deutlicher Überschreitung der Drehzahlempfehlung muß mit einer Zunahme von Welligkeiten und Rauigkeiten gerechnet werden [89]. Während Welligkeiten vorwiegend durch die Handführung oder durch lockere Spannzangen zustande kommen, werden Rauigkeiten durch die Gestaltung der Diamantierung oder durch die Schneidengeometrie und die Schnittgeschwindigkeit beeinflusst. Generell erzeugen rotierende Instrumente bei hohen Geschwindigkeiten rauhere Oberflächen [89].

Ein weiterer wesentlicher Faktor, der die Qualität der Ausarbeitung bestimmt, ist die Erfahrung und das Geschick des Behandlers. Das Instrument soll unter leichtem Druck gleichmäßig und ohne zu stocken über die Materialoberfläche

geführt werden. Intermittierendes Arbeiten, d.h. das mehrmalige Absetzen des Instrumentes, hat sich als positiv herausgestellt, da während des Absetzens die Späne aus dem Arbeitsteil gespült werden können und der Behandler davon abgehalten wird, zu hohen Druck auszuüben. Eine pauschale Empfehlung für den Andruck des Instrumentes auf die Arbeitsfläche gibt es nicht. Sie ist von der Art des Instrumentes sowie der Schnittgeschwindigkeit und dem zu bearbeitenden Material abhängig. Als Richtlinie gilt, daß die Anpreßkraft 5 N (ca. 500 g) nicht überschreiten soll. Zu starker Druck erhöht die Abnutzung des Instrumentes, die Wärmeentwicklung und die Oberflächenrauigkeit [121], [89], [147].

Die Politur galt in dieser Untersuchung als abgeschlossen, sobald eine ebenmäßige und glatte Oberfläche erreicht war. Die Füllungskonturierung richtete sich nach anatomisch-ästhetischen Gesichtspunkten, die durch die natürliche Form des Zahnes vorgegeben waren. Die Abschlußkontrolle erfolgte visuell-taktil, besonderes Augenmerk wurde auf einen nahtlosen und überschußfreien Übergang zwischen Zahn und Füllung gelegt.

6.1.7 Wasserlagerung

Während der dreiwöchigen Wasserlagerung nehmen die Füllungsmaterialien Wasser auf, was zu einer geringfügigen Expansion führt [76]. Nach 3 Wochen ist dieser natürliche Prozeß weitgehend abgeschlossen, ein Gleichgewicht hat sich eingestellt [67], [76], [68], [144]. Durch die hygroskopische Expansion kann der Polymerisationsschrumpfungsstreß teilweise kompensiert werden [45], [90]. Aus diesem Grund sollte stets eine Wasserlagerung der Temperaturwechselbelastung vorgeschoben werden, um Effektüberlagerungen auszuschließen.

6.1.8 Temperaturwechselbelastung

Die Temperaturwechselbelastung (TWB) simuliert dem Temperaturstreß, dem obere Inzisivi während 2 Jahren unter klinischen Bedingungen ausgesetzt sein

sollen [57], [33], [99], [34]. Durch den häufigen Temperaturwechsel wird die Stärke des Verbunds zwischen Zahn und Füllung getestet [155]. In der Regel verschlechtern sich die Randqualitäten durch die TWB. Das Ausmaß ist von verschiedenen Faktoren abhängig. Im Wesentlichen sind dies der thermische Expansionskoeffizient des Füllungsmaterials, die Form und Größe der Füllung sowie die Art des Haftvermittlers, die bei *lege artis* Anwendung die Randqualität nach TWB beeinflussen [17].

6.1.9 Quantitative Randanalyse

Zur Beurteilung der Randqualität von Restaurationen stehen mehrere Verfahren zur Auswahl. Die Aussagekraft und Methodik ist unterschiedlich, man unterscheidet funktionelle und morphologische Untersuchungen.

Der Farbstoffpenetrationstest ist die am häufigsten angewandte funktionelle Untersuchung. Hierbei wird das Ausmaß und die Tiefe festgestellt, die ein Farbstoff in einen Randspalt penetrieren kann. Mit diesem Verfahren lassen sich Defekte sehr genau feststellen, jedoch muß das Präparat hierfür zersägt werden. Eine Untersuchung zu einem weiteren Zeitpunkt ist nicht mehr möglich [58], [134], [48], [154], [21], [175].

Die einfachste morphologische Untersuchung ist die visuell-taktile Beurteilung mit dem Auge oder Lichtmikroskop und einer Sonde. Das Verfahren ist allerdings ungenau und läßt sich schwer quantifizieren.

Die quantitative Randanalyse in Verbindung mit der Replikatechnik hat sich als genaues morphologisches Untersuchungsverfahren für adhäsive Restaurationen bewährt [13], [14], [16], [133], [129]. Von jeder zu untersuchenden Probe werden Replikas hergestellt, die dann mit dem REM bei 200-facher Vergrößerung analysiert werden. Diese Vorgehensweise ermöglicht es, die Proben zu verschiedenen Zeitpunkten ohne den Einfluß von Überhitzung und Austrocknung zu untersuchen. Sie werden abschnittsweise bewertet und vermessen. Eventuelle Verzerrungen durch falsche Einstellungen des REM werden durch die Angabe der Strecken in Längenprozent relativiert. Durch die Bildschärfe und die Vergrößerungsmöglichkeit des REM werden gute

Einblicke in die Randspalten möglich. Eine absolute Tiefenmessung ist jedoch nur mit Farbstoffpenetrationstests durchführbar. KOSTKA stellte fest, daß bei der quantitativen Randanalyse Abschnitte übersehen werden, die sich bei dem Farbstoffpenetrationstest als Randspalt darstellen [93].

Entscheidendstes Kriterium für die Randqualität ist, ob ein Randspalt vorliegt oder nicht. Dementsprechend wurden die Kriterien „perfekter Rand“ und „Randspalt“ festgelegt. Das Bewertungskriterium „Randunregelmäßigkeiten“ läßt keine Beurteilung zu, ob an den entsprechenden Stellen ein Randspalt besteht oder nicht. Es ist davon auszugehen, daß an diesen Abschnitten verstärkt Randspalten vorkommen. Eine genaue Aussage darüber ist nur mit Farbstoffpenetrationstests möglich.

Die statistische Auswertung erfolgte mit nichtparametrischen Tests, da keine Normalverteilung der Daten vorliegt [24]. Die Datenmenge kann aufgrund der Vielzahl von Einzelmessungen als statistisch ausreichend bezeichnet werden.

6.1.10 Profilometrie

Bei der Profilometrie werden Aussagen über das Relief einer Oberfläche getroffen. Ein feiner Diamant tastet die Oberfläche ab und es wird die vertikale Höhenveränderung bei konstanter horizontaler Verschiebung aufgezeichnet [122]. Mit dieser Methode kann die Qualität einer Oberfläche quantifiziert werden, was durch eine rein optisch-deskriptive Betrachtung nicht möglich ist. Die Genauigkeit dieser Meßmethode ist durch die Größe der Diamantspitze limitiert, aber für die zu erwartenden Rauigkeitswerte an Füllungsoberflächen ausreichend. Moderne Laser-Profilometer haben eine größere Meßgenauigkeit, sie standen dem Untersucher jedoch nicht zur Verfügung. Eine weitere Methode ist die Reflexionsmessung [79]. Hierbei wird das von einer polierten Füllung reflektierte Licht gemessen. Es gilt: je mehr Licht reflektiert wird, desto glatter ist die Oberfläche. Diese Methode ist deutlich komplizierter und eignet sich nicht zum Vergleich verschiedener Zahnfarben bzw. Füllungsmaterialien. Sie zielt eher darauf ab, ästhetische Gesichtspunkte zu objektivieren.

Die Datenauswertung erfolgte fast ausschließlich für die ermittelten Mittenrauhwerte (R_a), da diese die in der zahnärztlichen Literatur die gängige Meßgröße sind [28], [160], [77]. Verschiedene Studien können so verglichen werden. Die ebenfalls ermittelte Rauhtiefe (R_z) stellt ebenfalls eine gebräuchliche Meßgröße dar, mit der allerdings eher im technischen Bereich gearbeitet wird. Spitzenwerte fallen eher bei den R_z -Werten ins Gewicht.

Pro Zahn wurden 5 Einzelmessungen durchgeführt, die anschließend gemittelt wurden. Für jede Gruppe ergaben sich so 50 Einzelmessungen. Die Meßwerte weisen eine Normalverteilung auf, es konnten also Mittelwertvergleiche durchgeführt werden [24].

6.2 Ergebnisse

6.2.1 Ergebnisse der Profilometrie

6.2.1.1 Vergleich der Instrumente / Vergleich Grob- und Feinbearbeitung

Der Vergleich der Mittenrauhwerte nach Grobbearbeitung (R_{a1}) und Feinbearbeitung (R_{a2}) zeigt, daß die feinen Diamantinstrumente in jedem Fall eine glattere Oberfläche als die groben erzeugen. Dieses Ergebnis war zu erwarten und spiegelt die Gesetzmäßigkeit wider, wonach die Oberflächenrauigkeit von der Korngröße der Diamanten abhängig ist. Andere Studien bestätigen diesen Sachverhalt und kommen zu ähnlichen Ergebnissen [54], [86].

Entscheidender ist die Frage, ob ein klinisch relevanter Unterschied zwischen Grob- und Feinbearbeitung besteht. Nicht bei allen Gruppen (Gruppe 2, 12) wurde ein statistisch signifikanter Unterschied zwischen diesen beiden Arbeitsschritten festgestellt, eine genauere Betrachtung der statistischen Ergebnisse zeigt jedoch, daß das Signifikanzniveau nur knapp verfehlt wurde. Eine Berechnung der gemittelten Rauhtiefe (R_z -Werte) diesbezüglich ergibt in jedem Fall eine statistisch signifikante Verbesserung nach Feinbearbeitung mit Diamantinstrumenten. Basierend auf diesen Ergebnissen und den klinischen

Beobachtungen, kann festgestellt werden, daß die Oberflächenbearbeitung mit den feinen Diamanten eine deutliche Qualitätsverbesserung bewirkt.

Der Kombifinierer hingegen erzeugt im Linkslauf keine signifikant glatteren Oberflächen. In einigen Fällen verschlechterte sich die Oberflächenqualität sogar. In dieser Hinsicht hat die Neuentwicklung des Kombifinierers nicht seinen Zweck, nämlich das Einsparen eines Instrumentenwechsels erfüllt. Man kann den Kombifinierer nur unter Betracht der Arbeitsleistung als Kombinationsinstrument einstufen. Im Rechtslauf arbeitet der Kombifinierer aggressiv und ermöglicht das schnelle Abtragen von überschüssigem Material, während die Zerspanung im Linkslauf deutlich geringer ist. Als vorbereitende Maßnahme für eine abschließende Politur sind die mit dem Kombifinierer bearbeiteten Flächen ausreichend glatt, für die definitive Politur sind jedoch feinkörnige Diamanten oder feinere Hartmetallfinierer indiziert.

Die Tatsache, daß sich die Oberflächenrauigkeit nach Bearbeitung mit dem Kombifinierer im Linkslauf teilweise verschlechtert, kann mit der „veränderten“ Schneidengeometrie erklärt werden. Bei umgekehrter Drehrichtung wird der Freiwinkel zum Spanwinkel und die Drallrichtung ändert sich von rechts nach links. Ersteres erklärt die geringere Abtragsleistung des Kombifinierers im Linkslauf, da der Spanwinkel nunmehr positiv ist. Instrumente mit einem Linksdrall lassen sich jedoch nicht so leicht manuell führen, da sie keinen innigen Kontakt zum Werkstück aufbauen [91]. Gerade beim Arbeiten in Laufrichtung, so wie es vom Hersteller empfohlen wird, kann es dazu kommen, daß das Instrument kurzzeitig den Kontakt zum Werkstück verliert und dann wieder aufsetzt. Dies führt zwangsweise zu einer Verschlechterung der Oberflächenqualität.

Betrachtet man die Meßergebnisse bezüglich der Instrumente, so ist festzugestellen, daß der Kombifinierer im Rechtslauf etwas, jedoch nicht signifikant glattere Oberflächen erzeugt als die groben Diamantinstrumente. Bei der Feinbearbeitung produzieren die feinen Diamantinstrumente jedoch deutlich glattere Oberflächen als der Kombifinierer. Die Intensiv-Finierer erzielen die besten Ergebnisse.

6.2.1.2 Vergleich der Füllungsmaterialien

Die rauhesten Oberflächen bezüglich der Materialien weist Fuji II LC auf, während sich die übrigen Füllungsmaterialien, was das angeht, nicht signifikant unterscheiden. Im elektronenmikroskopischen Bild kennzeichnen sich die Fuji II LC Füllungen durch eine raue schwammartige Struktur. Es scheint, daß einzelne Füllkörper im Ganzen herausgelöst wurden und daß an diesen Stellen kleinste „Krater“ zurückgeblieben sind.

Die Prodigy, Dyract AP und Silux Plus Restaurationen sind mit dem Elektronenmikroskop nicht oder nur sehr schwer voneinander zu unterscheiden. Alle weisen eine optisch glatte Oberfläche auf, größere Schäden sind nicht feststellbar. Diese Beobachtungen werden durch bessere Rauhwerte bestätigt.

6.2.1.3 Vergleich mit anderen Studien

Der Vergleich der Ergebnisse mit anderen Studien ist nur bedingt möglich, da die Autoren zum größten Teil andere Werkstoff-Instrumente Kombinationen untersucht haben und weil kein standardisierter Versuchsablauf für die Ausarbeitung und Oberflächenmessung besteht. Die Gegenüberstellung vergleichbarer Meßergebnisse in Tabelle 6.1 dient somit nur als Anhaltspunkt. Tendenziell liegen die Werte dieser Studie in einem ähnlichen Größenbereich und lassen den Schluß zu, daß die Resultate vergleichbar sind.

Tab. 6.1: Vergleich der Ra-Werte (in μm) mehrerer Studien

Ergebnisse anderer Autoren				Ergebnisse dieser Studie		
Autor	Material	Instrument	Ra	Ra	Instrument	Material
Ashe 1996	Helio- molar	Diamant 10 µm	1,23	1,02 1,16	Komet 15 µm Intensiv 15 µm	Silux Plus
Bouvier 1997	Dyract	Hartmetall 30 Schneiden	1,74	1,13	Kombifinierer linksdrehend	Dyract AP
	Z 100		1,28	1,27		Prodigy
Germain 1996	Fuji II LC	Hartmetall 12 Schneiden	2,82	1,97	Kombifinierer linksdrehend	Fuji II LC
		Diamant 15 µm	1,70	2,13 1,52	Komet 15 µm Intensiv 15 µm	
	Vario- glass	Hartmetall 12 Schneiden	4,79	1,13	Kombifinierer linksdrehend	Dyract AP
		Diamant 15 µm	0,91	0,98 0,90	Komet 15 µm Intensiv 15 µm	
Hoelscher 1998	Fuji II LC	Diamant 10 µm	0,99	2,13 1,52	Komet 15 µm Intensiv 15µm	Fuji II LC
	Silux Plus		1,12	1,02 1,16	Komet 15 µm Intensiv 15 µm	Silux Plus
	Prisma		0,66	1,22 0,90	Komet 15 µm Intensiv 15 µm	Prodigy
Hondrum 1997	Prisma	Hartmetall 18 Schneiden	2,21	1,27	Kombifinierer linksdrehend	Prodigy
	Fuji II		1,94	1,97		Fuji II LC
	Vitremer		2,13	1,13		Dyract AP
Jung 1997	Herculite	Intensiv 40 µm	1,70 1,10	1,39 0,90	Intensiv 40 µm Intensiv 15 µm	Prodigy
		Intensiv 15 µm				
		Komet 25 µm Komet 15 µm	1,10 0,90	1,36 1,22	Komet 25 µm Komet 15 µm	
		Hartmetall12/ 16 Schneiden	0,65 0,60	1,27	Kombifinierer linksdrehend	

6.2.2 Ergebnisse der quantitativen Randanalyse

Bisher sind keine Untersuchungen bekannt, die das Randverhalten von Restaurationen nach Ausarbeitung mit Diamant- oder Hartmetallfinierern mit Hilfe der quantitativen Randanalyse ermitteln. Alle bisher durchgeführten Studien analysierten Ränder, die mit Systemen zur Endpolitur (rotierende Aluminiumoxid-Scheiben usw.) geglättet wurden. Derartig ausgearbeitete Oberflächen weisen weniger Kratzer und Unebenheiten auf und sind aus diesem Grund gerade beim Vorhandensein von perfekten Rändern leichter mit dem REM zu analysieren. Bedingt durch diese Tatsache war es in einigen Fällen schwierig, die Füllungsänder der Proben eindeutig auszumachen, was zu Fehlinterpretationen des Füllungsumfangs führte. Es ist allerdings davon auszugehen, daß in diesen Fällen kein Randspalt vorlag, da ein solcher auch in dieser Studie stets deutlich erkennbar war.

6.2.2.1 Einfluß der Instrumente

Die Frage, ob sich Diamant- oder Hartmetallinstrumente besser zur Ausarbeitung von Füllungen eignen, kann nicht eindeutig beantwortet werden [48]. Hartmetallfräser weisen eher als Diamantfinierer die Tendenz auf, gerade im Randbereich einer Füllung größere Stücke der Zahnhartsubstanz oder Füllung zu lösen [21]. Sie gelten aufgrund ihrer langen Schneiden als aggressiver.

Dem sind Studien gegenüberzustellen, die belegen, daß Hartmetallfinierer eine glattere Oberfläche erzeugen als Diamantfinierer [86]. Betrachtet man jedoch die Rauhwerte, so kann festgestellt werden, daß ultrafeine Diamantfinierer (Körnung 8-10 µm) ähnliche Werte erreichen wie gute Hartmetallfräser.

Der in dieser Studie eingesetzte Kombifinierer hat im Rechtslauf aufgrund seiner Schneidengeometrie eine vergleichsweise hohe Schneidleistung. Die so bearbeiteten Oberflächen sind deutlich glatter als solche Oberflächen, die mit einem Diamantinstrument vergleichbarer Schneidleistung behandelt werden. Die Handhabung des Kombifinierers erwies sich allerdings als schwieriger. Der

kleine Spanwinkel und der Rechtsdrall der Schneiden bauen einen innigen Kontakt zum Werkstück auf, der es dem Behandler abverlangt, das Instrument mit sehr wenig Andruck zu führen. Dies hat eine schlechtere Kontrolle über das Instrument zur Folge. Bei weichen Materialien besteht die Gefahr, mehr als nötig abzutragen. Außerdem ist es schwieriger, gewölbte Oberflächen zu erzeugen, da der Kombifinierer stets gerade Flächen produziert. Eine Wölbung muß demnach aus vielen kleinen Einzelsegmenten zusammengesetzt werden. Im Linkslauf hingegen baut der Kombifinierer merklich weniger Kontakt zur Arbeitsfläche auf. Nach Herstellervorgaben soll er in diesem Fall im Gleichlauf geführt werden, was für den Behandler gewöhnungsbedürftig ist.

Bei Diamantinstrumenten grober Körnung (100 µm und mehr) besteht ebenfalls die Gefahr, daß sie größere Stücke des zu bearbeitenden Materials heraussprengen. Aus diesem Grund wurden in dieser Studie nur feinkörnige Diamantschleifer eingesetzt.

Das Ergebnis der quantitativen Randanalyse hinsichtlich der Instrumente zeigt, daß weder im Schmelz- noch im Dentinbereich statistisch signifikante Unterschiede zwischen den Instrumenten bestehen. Der Kombifinierer scheint tendenziell im Dentin bessere Randqualitäten zu erzeugen als im Schmelz. Hieraus kann man jedoch keine Empfehlung aussprechen, da viele weitere Faktoren auf das Randverhalten einen Einfluß haben (Material, Verarbeitungsfehler usw.).

Die Wahl des Instrumentes, ob Hartmetall- oder Diamantfinierer, sollte dementsprechend jeder Behandler für sich selbst entsprechend seiner Vorlieben beantworten.

6.2.2.2 Einfluß der Füllungsmaterialien

In dieser Studie kamen unterschiedliche Typen von Füllungsmaterialien zum Einsatz, die sich in den physikalisch-mechanischen Eigenschaften und den Haftmechanismen mit der Zahnhartsubstanz gegeneinander abgrenzen. Von daher ist es nicht überraschend, daß die Materialien unterschiedliche Ergebnisse hinsichtlich der Randqualität erzielen.

Am schlechtesten schneidet Silux Plus ab, mit dem höchsten Anteil an Randspalten nach Temperaturwechselbelastung (TWB), sowohl im Schmelz (28,0%) als auch im Dentin (47,1%). Diese Werte sind signifikant schlechter als bei allen anderen Füllungsmaterialien. Erklären läßt sich dieses Ergebnis mit dem relativ geringem E-Modul der mikrogefüllten Komposits, was erheblich stärkere Dimensionsänderungen bei TWB mit sich zieht [69], [99]. Hierdurch wird der Verbund zum Zahn stark beansprucht mit der Folge, daß es häufiger zu Randspalten kommt. Der größte Teil aller Randspalten bei Silux Plus manifestiert sich jedoch nur in der Größe eines „Haarrisses“.

Prodigy weist im Dentin ebenfalls einen vergleichsweise hohen Anteil an Randspalten auf (17,4%), während für den Schmelzbereich gute Werte erreicht werden (Randspalt: 4,8%). Zwar schneidet Prodigy, was die Dentinwerte angeht, signifikant besser als Silux Plus ab, aber auch signifikant schlechter als Fuji LC und Dyract AP. Dieses Resultat läßt sich nur mit den unterschiedlichen Haftmechanismen der Materialien erklären, ist aber, was die theoretischen Haftwerte angeht, nicht in der Form zu erwarten.

Fuji LC zeigt gute Randqualitäten im Dentin (Randspalt: 6,0%), während die Ergebnisse für die Schmelzabschnitte deutlich schlechter sind (Randspalt: 13,4%). Das beste Gesamtergebnis aller Füllungsmaterialien bezüglich des Randverhaltens erreicht Dyract AP.

Die meisten Randspalten sind bei allen Restaurationen am ehesten im apikal gelegenen Dentinbereich der Restauration vorzufinden. Hier sind die Kräfte, die den Haftkräften entgegenwirken zwar genauso hoch wie im entsprechenden inzisal gelegenen Schmelzbereich, die Dentinhaftung ist in der Regel jedoch geringer. Da die Kavitäten aber in koronal-inzisaler Richtung die größte Länge aufweisen, sind in dieser Richtung die Auswirkungen der Polymerisationsschrumpfung ebenfalls am stärksten. Die Materialspannung ist in diesem Bereich außerdem erhöht, weil hier die größte gebundene Fläche vorliegt (C-Faktor).

7 SCHLUSSFOLGERUNG

Aus den Ergebnissen dieser Studie lassen sich folgende Schlußfolgerungen für die Praxis ableiten:

- Der Kombifinierer erfüllt seinen Zweck als Two in One Instrument nicht in dem erhofften Ausmaß. Im Linkslauf wurde keine Verbesserung der Oberflächenqualität aller getesteten Füllungsmaterialien erreicht, die Abtragsleistung ist jedoch geringer. Im Rechtslauf erzeugt der Kombifinierer Oberflächenrauigkeiten, die Diamantfinierern der Körnung 25-40 µm entsprechen. Dies ist für eine definitive Politur nicht ausreichend.
- Die in dieser Studie eingesetzten Diamantfinierer weisen sich gleichende Qualitätsmerkmale auf. Die jeweils feineren Instrumente (Körnung: 15 µm) erzielen gute Rauwerte, die allerdings unter dem möglichen Optimum liegen. Deshalb sollte stets eine abschließende Politur beispielsweise mit rotierenden Aluminiumoxid-Scheiben erfolgen.
- Es gibt keine Anhaltspunkte dafür, daß der Kombifinierer einen schlechteren Einfluß auf die Randqualität der Füllungen hat als die untersuchten Diamantinstrumente. Das Ausmaß möglicher Schäden ist mit der Methodik dieser Studie nicht feststellbar.
- Silux Plus Füllungen weisen einen signifikant höheren Anteil an Randspalten auf als alle anderen untersuchten Füllungsmaterialien. Nach Möglichkeit sollte auf ein alternatives Füllungsmaterial ausgewichen werden.
- Fuji LC Füllungen zeichnen sich durch die höchste Oberflächenrauigkeit aller eingesetzten Materialien aus. Dies geht mit ästhetischen Nachteilen einher. Der Indikationsbereich ist somit eingeschränkt.

8 LITERATURVERZEICHNIS

- 1 **Abate, P. F., Bertacchini, S. M., Polack, M. A., Macchi, R. L.:** Adhesion of a compomer to dental structures. *Quintessence Int*, 28(2347): 509-512, 1997.
- 2 **Abdalla, A. I., Davidson, C. L.:** Comparison of the marginal integrity of in vivo and in vitro class II restorations. *J Dent*, 21: 158-162, 1993.
- 3 **Aboush, Y. E. Y., Jenkins, C. B. G.:** An evaluation of the bonding of glass-ionomer restoratives to dentine and enamel. *Br Dent J*, 161(2203): 179-184, 1986.
- 4 **Asmussen, E.:** Composite restorative resins. Composition versus wall-to-wall polymerisation contraction. *Acta Odontol Scand*, 33(97): 337-344, 1975.
- 5 **Asmussen, E.:** NMR-analysis of monomers in restorative resins. *Acta Odontol Scand*, 33: 129-134, 1975.
- 6 **Atkinson, A. S.:** The significance of blade geometry in the cutting efficiency of tungsten carbide dental burs at ultrahigh speeds. *Br Dent J*, 155(6): 187-193, 1983.
- 7 **Attin, T., Vataschki, M., Hellwig, E.:** Properties of resin-modified glass-ionomer restorative materials and two polyacid-modified resin composite materials. *Quintessence Int*, 27: 203-209, 1996.
- 8 **Ayad, M. F., Rosenstiel, S. F., Hassan, M. M.:** Surface roughness of dentin after tooth preparation with different rotary instruments. *J Prosthet Dent*, 75: 122-127, 1996.
- 9 **Barakat, M. M., Powers, J. M., Yamaguchi, R.:** Parameters that affect in vitro bonding of glass-ionomer liners to dentin. *J Dent Res*, 67(276): 1161-1163, 1988.
- 10 **Barkmeier, W. W., Cooley, R. L.:** Laboratory evaluation of adhesive systems. *Oper Dent*, 17(873): 50-61, 1992.
- 11 **Berastegui, E., Canalda, C., Brau, E., Miquel, C.:** Surface roughness of finished composite resins. *J Prosthet Dent*, 68(5): 742-749, 1992.
- 12 **Bitter, N. C.:** The effect of 25% tannic acid on prepared dentin: a scanning electron microscope-methylene blue dye study. *J Prosthet Dent*, 64(510): 12-6, 1990.

- 13 **Blunck, U.:** Rasterelektronenmikroskopische Beurteilung von Kompositfüllungen im Dentin in vitro. *Dtsch Zahnärztl Z*, 43: 939-943, 1988.
- 14 **Blunck, U.:** Vergleich zweier Kavitätenformen für die Prüfung der Wirksamkeit von Dentinhaftmitteln. *Dtsch Zahnärztl Z*, 44: 513-516, 1989.
- 15 **Blunck, U., Roulet, J. F.:** Effect of cavity preparation on the effectiveness of three dentin adhesives. *J Dent Res*, 75(2101): 41, 1996.
- 16 **Blunck, U., Roulet, J. F.:** In vitro marginal quality of dentin-bonded composite resins in class V cavities. *Quintessence Int*, 20(442): 407-412, 1989.
- 17 **Blunck, U., Roulet, J. F.:** Marginal adaptation of compomer class V restorations in vitro. *J Adhesive Dent*, 1(2): 143-151, 1999.
- 18 **Bouvier, D., Duprez, J.-P., Lissac, M.:** Comparative evaluation of polishing systems on the surface of three aesthetic materials. *J Oral Rehabil*, 24: 888-894, 1997.
- 19 **Bowen, R. L.:** Adhesive bonding of various materials to hard tooth tissues: VI. Forces developing in direct-filling materials during hardening. *J Am Dent Assoc*, 74(438): 439-445, 1967.
- 20 **Bowen, R. L.:** Synthesis of a silica-resin filling material: progress report. *J Dent Res*, 37: 90, 1958.
- 21 **Brackett, W. W., Gilpatrick, R. O., Gunnin, B. S.:** Effect of finishing method on the microleakage of class v resin composite restorations. *Am J Dent*, 10: 189-191, 1997.
- 22 **Buchalla, W., Attin, T., Hellwig, E.:** Einfluß der Schmelzätztechnik auf die Haftung von Kompomer-Füllungsmaterialien. *Dtsch Zahnärztl Z*, 52(2557): 463-466, 1997.
- 23 **Buchalla, W., Attin, T., Hellwig, E.:** Influence of dentin conditioning on bond strength of light-cured ionomer restorative materials and polyacid-modified composite resins. *J Clin Dent*, 7(2339): 81-84, 1996.
- 24 **Bühl, A., Zöfel, P.:** SPSS Version 9, Einführung in die moderne Datenanalyse für Windows, Addison Wesley Verlag, München, 2000.
- 25 **Burgess, J. O., Norling, B., Summitt, J., Hunt, P. R.:** Resin ionomer restorative materials - the new generation. In *Glass Ionomers: the next generation. Proceedings of the 2nd international Symposium on Glass Ionomers, Philadelphia.*, pp. 75-86. Edited by P.R., H., Philadelphia, International Dental Symposia, PC, 1994.

-
- 26 **Chan, K. C., Fuller, J. L., Hormati, A. A.:** The ability of foods to stain two composite resins. *J Prosthet Dent*, 43: 542-545, 1980.
- 27 **Cho, E., Kopel, H., White, S. N.:** Moisture susceptibility of resin-modified glass-ionomer materials. *Quintessence Int*, 26: 351-358, 1995.
- 28 **Chung, K.:** Effects of finishing and polishing procedures on the surface texture of resin composites. *Dent Mater*, 10: 325-330, 1994.
- 29 **Chung, K. H.:** The relationship between composition and properties of posterior resin composites. *J Dent Res*, 69: 852-856, 1990.
- 30 **Comte, A. L.:** Effect of the action of rotary diamond instruments on the enamel and dentine. Scanning electron microscopic study. *J Biol Buccale*, 11(1): 63-73, 1983.
- 31 **Crawford, P. J. M., Whittaker, D. K., Owen, G. M.:** The influence of enamel prism orientation on leakage of resin-bonded restorations. *J Oral Rehabil*, 14: 283-289, 1987.
- 32 **Crim, G. A.:** Effect of substrate age on microleakage of dentine adhesive agents. *J Oral Rehabil*, 16(463): 555-557, 1989.
- 33 **Crim, G. A., Mattingly, S. L.:** Evaluation of two methods for assessing marginal leakage. *J Prosthet Dent*, 45(74): 160-163, 1981.
- 34 **Crim, G. A., Swartz, M. L., Phillips, R. W.:** Comparison of four thermocycling techniques. *J Prosthet Dent*, 53(12): 50-53, 1985.
- 35 **Davidson, C. L.:** Principles of adhesion. In *Adhesion in Restorative Dentistry.*, pp. 1-4. Edited, International Symposium Bologna, 1995.
- 36 **Davidson, C. L., De Gee, A. J.:** Relaxation of polymerization contraction stresses by flow in dental composites. *J Dent Res*, 63(105): 146-148, 1984.
- 37 **De Gee, A. J., Feilzer, A. J., Davidson, C. L.:** True linear polymerization shrinkage of unfilled resins and composites determined with a linometer. *Dent Mater*, 9(1163): 11-14, 1993.
- 38 **De Tomasi, A.:** The history and evolution of diamond burs in dentistry. *Odontostomatol Implanto Protesi*, 2(2): 72-74, 1976.
- 39 **Demand, T., Johansson, B.:** Experimental secondary caries around restorations in roots. *Caries Res*, 18: 548, 1984.

- 40 **Eick, J. D., Cobb, C. M., Chappell, R. P., Spencer, P., Robinson, S. J.:** The dentinal surface: its influence on dentinal adhesion. Part I. *Quintessence Int*, 22(705): 967-977, 1991.
- 41 **Eick, J. D., Robinson, S. J., Byerley, T. J., Chappelow, C. C.:** Adhesives and nonshrinking dental resins of the future. *Quintessence Int*, 24(1319): 632-640, 1993.
- 42 **Erickson, R. L., Glasspoole, E. A., Hunt, P. R.:** Bonding to tooth structure: a comparison of glass ionomer and composite resin systems. In *Glass Ionomers: the next generation. Proceedings of the 2nd international Symposium on Glass Ionomers, Philadelphia.*, pp. 101-122. Edited by Hunt, P. R., Philadelphia, International Dental Symposia, PC, 1994.
- 43 **Fassl, H.:** Einführung in die Medizinische Statistik, Johann Ambrosius Barth Verlag, Heidelberg, Leipzig, 1999.
- 44 **Feilzer, A. J., De Gee, A. J., Davidson, C. L.:** Increased wall-to-wall curing contraction in thin bonded resin layers. *J Dent Res*, 68(496): 48-50, 1989.
- 45 **Feilzer, A. J., De Gee, A. J., Davidson, C. L.:** Relaxation of polymerisation contraction shear stress by hygroscopic expansion. *J Dent Res*, 69(484): 36-39, 1990.
- 46 **Feilzer, A. J., De Gee, A. J., Davidson, C. L.:** Setting stress in composite resin in relation to configuration of the restoratives. *J Dent Res*, 66(495): 1636-1639, 1987.
- 47 **Feilzer, A. J., Kakaboura, A. I., De Gee, A. J., Davidson, C. L.:** The influence of water sorption on the development of setting shrinkage stress in traditional and resin-modified glass ionomer cements. *Dent Mater*, 11(1796): 186-190, 1995.
- 48 **Ferracane, J. L., Condon, J. R., Mitchem, J. C.:** Evaluation of subsurface defects created during the finishing of composites. *J Dent Res*, 71(9): 1628-1632, 1992.
- 49 **Forss, H., Seppä, L., Alakuijala, P.:** Plaque accumulation on glass ionomer filling materials. *Proc Finn Dent Soc*, 87(2000): 343-350, 1991.
- 50 **Forsten, L.:** Resin-modified glass ionomer cements: fluoride release and uptake. *Acta Odontol Scand*, 53(1764): 222-225, 1995.
- 51 **Forsten, L., Hunt, P. R.:** Fluoride release of glass ionomers. In *Glass Ionomers: the next generation. Proceedings of the 2nd international Symposium on Glass Ionomers, Philadelphia.*, pp. 241-248. Edited by Hunt, P. R., Philadelphia, International Dental Symposia, PC, 1994.

-
- 52 **Gängler, P., Beer, R., Krehan, E.:** Bio-evolution of glass-ionomers in different usage tests. *J Dent Res*, 67: 302-305, 1988.
- 53 **Gasser, O.:** Glasionomerzemente: Gegenwart und Zukunft aus werkstoffkundlicher Sicht. *Schweiz Mschr Zahnmed*, 97(3): 328-335, 1987.
- 54 **Germain, H. A. S., Meiers, J. C.:** Surface roughness of light-activated glass-ionomer cement restorative materials after finishing. *Oper Dent*, 21(2063): 103-109, 1996.
- 55 **Geurtsen, W.:** Kunststofffüllungen. In *Kariologie und Füllungstherapie*, pp. 177-220. Edited by Heidemann, D., München, Urban & Schwarzenberg, 1999.
- 56 **Gladys, S., Van Meerbeek, B., Braem, M., Lambrechts, P., Vanherle, G.:** Comparative physico-mechanical characterization of new hybrid restorative materials with conventional glass-ionomer and resincomposite restorative materials. *J Dent Res*, 76(2496): 883-894, 1997.
- 57 **Glyn Jones, J. C., Grieve, A. R., Harrington, E.:** A machine for thermal cycling in the investigation of marginal leakage. *Br Dent J*, 146(191): 207-211, 1979.
- 58 **Going, R. E.:** Mikroleakage around dental restorations: a summarizing review. *J Am Dent Assoc*, 84(103): 1349-1357, 1972.
- 59 **Goldman, M.:** Polymerization shrinkage of resin-based restorative materials. *Aust Dent J*, 28(934): 156-161, 1983.
- 60 **Goodis, H. E., Marshall, G. W., White, J. M., Gee, L., Hornberger, B., Marshall, S. J.:** Storage effects on dentin permeability and shear bond strengths. *Dent Mater*, 9(1220): 79-84, 1993.
- 61 **Grajower, R., Guelmann, M.:** Dimensional changes during setting of a glass ionomer filling material. *Quintessence Int*, 20(726): 505-511, 1989.
- 62 **Greener, E. H., Lindenmeyer, R. S.:** Bur geometry and its relationship to cutting. *J Dent Res*, 47: 87-97, 1968.
- 63 **Gwinnett, A. J., Garcia-Godoy, F.:** Effect of etching time and acid concentration on resin shear bond strength to primary tooth enamel. *Am J Dent*, 5(1200): 237-239, 1992.
- 64 **Haller, B.:** Aktueller Stand der Komposit-Dentinhaftung. *Zahnärztl Mitt*, 82(998): 86-97, 1992.

- 65 **Haller, B.:** Mechanismus und Wirksamkeit von Dentinhaftvermittlern. *Dtsch Zahnärztl Z*, 49(2393): 750-759, 1994.
- 66 **Hannig, M., Albers, H. K., Bößmann, K.:** Die Pulpaverträglichkeit von Glasionomerzement - Eine humanhistopathologische Studie. *Zahnärztl Welt*, 101(773): 272-275, 1992.
- 67 **Hansen, E. K.:** Visible light-cured composite resins: polymerisation contraction, contraction pattern and hygroscopic expansion. *Scand J Dent Res*, 90(90): 329-335, 1982.
- 68 **Hansen, E. K., Asmussen, E.:** Marginal adaptation of posterior resins: effect of dentin-bonding agent and hygroscopic expansion. *Dent Mater*, 5(343): 122-126, 1989.
- 69 **Hashinger, D. T., Fairhurst, C. W.:** Thermal expansion and filler content of composite resins. *J Prosthet Dent*, 52: 506-510, 1984.
- 70 **Hayakawa, T., Endo, H., Nagatsuka, A., Horie, K.:** Studies on adhesion to tooth substrate. VI. The adhesion of composite resin to dentin mediated by the dentinprimer containing MTYA. *Dent Mater J*, 8(567): 155-163, 1989.
- 71 **Hayakawa, T., Nemoto, K., Horie, K.:** Adhesion of composite to polished dentin retaining its smear layer. *Dent Mater*, 11(1793): 218-222, 1995.
- 72 **Heidemann, D.:** Kavitätenpräparation. In *Kariologie und Füllungstherapie*, pp. 81-151. Edited by Heidemann, D., München, Urban & Schwarzenberger, 1999.
- 73 **Hickel, R.:** Einsatzgebiete und -Verfahren von Glasionomerzement als Füllungsmaterial. *Zahnärztl Mitt*, 79: 914-919, 1989.
- 74 **Hickel, R.:** Glass ionomers, cermets, hybrid-ionomers and compomers - (long-term) clinical evaluation. *Trans Acad Dent Mater*, 7(2140): 105-129, 1996.
- 75 **Hickel, R.:** Moderne Füllungswerkstoffe. *Dtsch Zahnärztl Z*, 52(2631): 572-585, 1997.
- 76 **Hirsawa, T., Hirano, S., Hirabayashi, S., Harashima, I., Aizawa, M.:** Initial dimensional change of composites in dry and wet conditions. *J Dent Res*, 62(108): 28-31, 1983.
- 77 **Hoelscher, D. C., Neme, A. M. L., Pink, F. E., Hughes, P. J.:** The effect of three finishing systems on four esthetic restorative materials. *Oper Dent*, 23: 36-42, 1998.

-
- 78 **Holtan, J. R., Nystrom, G. P., Olin, P. S., Rudney, J., Douglas, W. H.:** Bond strength of a light-cured and two auto-cured glass ionomer liners. *J Dent*, 18(588): 271-275, 1990.
- 79 **Hondrum, S. O., Fernandez, R.:** Contouring, finishing, and polishing class 5 restorative materials. *Oper Dent*, 22(2331): 30-36, 1997.
- 80 **Hume, W. R., Hunt, P. R.:** Pulpal responses to glass ionomers. In *Glass Ionomers: the next generation. Proceedings of the 2nd international Symposium on Glass Ionomers, Philadelphia.*, pp. 143-150. Edited by Hunt, P. R., Philadelphia, International Dental Symposia, PC, 1994.
- 81 **Hume, W. R., Mount, G. J.:** In vitro studies on the potential for pulpal cytotoxicity of glass-ionomer cements. *J Dent Res*, 67: 915-918, 1988.
- 82 **Intensiv:** Basic information. In *Intensiv Report*. Edited, Viganello, 1999.
- 83 **Janada, R.:** Der Stand der Entwicklung auf dem Gebiet der Zahnfüllungskunststoffe (I). *Quintessenz*, 39: 1067-1073, 1988.
- 84 **Janada, R.:** Der Stand der Entwicklung auf dem Gebiet der Zahnfüllungskunststoffe (II). *Quintessenz*, 39: 1243-1253, 1988.
- 85 **Janada, R.:** Der Stand der Entwicklung auf dem Gebiet der Zahnfüllungskunststoffe (III). *Quintessenz*, 39: 1393-1398, 1988.
- 86 **Jung, M.:** Surface roughness and cutting efficiency of composite finishing instruments. *Oper Dent*, 22: 98-104, 1997.
- 87 **Kemp-Scholte, C. M., Davidson, C. L.:** Complete marginal seal of class V resin composite restorations effected by increased flexibility. *J Dent Res*, 69(514): 1240-1243, 1990.
- 88 **Kemp-Scholte, C. M., Davidson, C. L.:** Marginal integrity related to bond strength and strain capacity of composite resin restorative systems. *J Prosthet Dent*, 64(893): 658-664, 1990.
- 89 **Kimmel, K., Büchs, H., Eibhofner, E.:** Zahnärztliche Präparationstechnik., Hüthig, Heidelberg, 1986.
- 90 **Koike, T., Hasegawa, T., Manabe, A., Itoh, A., Wakumoto, S.:** Effect of water sorption and thermal stress on cavity adaptation of dental composites. *Dent Mater*, 6: 178-180, 1990.
- 91 **Komet:** Hartmetall-Bohrer und -Finierer. *Komet Technische Informationen*, TI - 4.7, 1993.

- 92 **Komet:** Technische Informationen: Diamant-Schleifinstrumente mit galvanischer Bindung. *Komet Technische Informationen*, TI - 5.4, 1991.
- 93 **Kostka, C. E.:** Zusammenhang von Farbstoffpenetration und rasterelektronenmikroskopischer Randalanalyse adhäsiv befestigter Inlays. *Zahnmed Diss, FU Berlin*, 1996.
- 94 **Krejci, I., Lutz, F.:** Kompositfüllungen - das 1X1 des Ausarbeitens. *Schweiz Mschr Zahnmed*, 94: 1015-1017, 1984.
- 95 **Krejci, I., Lutz, F., Häusler, T.:** New adhesives in class V restorations under simulated dentinal fluid. *J Dent Res*, 72(1098): 263-267, 1993.
- 96 **Krejci, I., Lutz, F., Oddera, M.:** Aktueller Stand der Kompomere. *Der Freie Zahnarzt*, 39(1784): 52-57, 1995.
- 97 **Krejci, I., Petrac, M., Lutz, F.:** Wear and marginal adaptation of resin-reinforced glass-ionomer Class II restorations. *Acta Med Dent Helv*, 1(2067): 117-122, 1996.
- 98 **Kullmann, W.:** Glass-Ionomer-Zemente - Entwicklung, Eigenschaften und Verarbeitung. *Dtsch Zahnärztl Z*, 41(8): 751-754, 1986.
- 99 **Kullmann, W., Pötters, G.:** Vergleichende Untersuchungen zum thermischen Expansionskoeffizienten an 50 verschiedenen Kunststofffüllungsmaterialien. *Dtsch Zahnärztl Z*, 39: 96-100, 1984.
- 100 **Lambert, R. L., Lambert, R. F.:** Variations in the design of #330 dental burs. *Oper Dent*, 14(2): 73-76, 1989.
- 101 **Larato, D. C.:** Influence of a composite restauration on the gingiva. *J Prosthet Dent*, 28: 402-404, 1972.
- 102 **Leinfelder, K. F., Wilder, A. D., Teixeira, L. C.:** Wear rates of posterior composite resins. *J Am Dent Assoc*, 112: 829-833, 1986.
- 103 **Lim, C. C., Neo, J., Yap, A.:** The influence of finishing time on the marginal seal of a resin-modified glass-ionomer and polyacid-modified resin composite. *J Oral Rehabil*, 26(1): 48-52, 1999.
- 104 **Lin, A., McIntyre, N. S., Davidson, R. D.:** Studies on the adhesion of glass-ionomer cements to dentin. *J Dent Res*, 71(1063): 1836-1841, 1992.
- 105 **Lutz, F., Cochran, M. A., Mörmann, W.:** Adhäsive Restauration - Flop oder Hit? *Schweiz Mschr Zahnmed*, 94(164): 1124-1131, 1984.

-
- 106 **Lutz, F., Phillips, R. W., Roulet, J. F., Imfeld, T.:** Komposits - Klasifikation und Wertung. *Schweiz Mschr Zahnheilk*, 93(2421): 914-929, 1983.
- 107 **Matis, B. A., Carlson, T., Cochran, M., Phillips, R. W.:** How finishing affects glass ionomers. Results of a five-year evaluation. *J Am Dent Assoc*, 122(1186): 43-46, 1991.
- 108 **Mc Lean, J. W.:** Clinical applications of glass-ionomer cements. *Oper Dent*, 17(887): 184-190, 1992.
- 109 **Mitchem, J., Gronas, D.:** Effect of post extraction time on adhesion of resin dentin adhesives. *J Dent Res*, 64(385): 276-280, 1985.
- 110 **Mitchem, J. C., Granum, E. D.:** Fracture of enamel walls by composite resin restorations following acid etching. *Oper Dent*, 1: 130-136, 1976.
- 111 **Mitra, S., Hunt, P. R.:** Curing reactions of glass ionomer materials. In *Glass Ionomers: the next generation. Proceedings of the 2nd international Symposium on Glass Ionomers, Philadelphia.*, pp. 13-22. Edited by Hunt, P. R., Philadelphia, International Dental Symposia, PC, 1994.
- 112 **Mitra, S. B., Conway, W. T.:** Coefficient of thermal expansion of some methacrylate-modified glass ionomers. *J Dent Res*, 73(219-223), 1994.
- 113 **Mixson, J. M., Richards, N. D., Mitchell, R. J.:** Effects of dentin age and bonding on microgap formation. *Am J Dent*, 6(1179): 72-76, 1993.
- 114 **Mjör, I. A., Jokstad, A.:** Five-year study of Class II restorations in permanent teeth using amalgam, glass polyalkenoate (ionomer) cermet and resin-based composite materials. *J Dent*, 21(1255): 338-343, 1993.
- 115 **Momoi, Y., Mc Cabe, J. F.:** Fluoride release from light-activated glass ionomer restorative cements. *Dent Mater*, 9(1252): 151-154, 1993.
- 116 **Momoi, Y., Yamamoto, S., Chen, C., Kohno, A., McCabe, J. F.:** Gradual increase in marginal leakage of resin composite restorations with thermal stress. *J Dent Res*, 69: 1659-1663, 1990.
- 117 **Nakabayashi, N., Nakamura, M., Yasuda, N.:** Hybrid layer as a dentin-bonding mechanism. *J Esthet Dent*, 3(746): 133-138, 1991.
- 118 **Ohmoto, K., Taira, M., Shintani, H., Yamaki, M.:** Studies on dental high-speed cutting with carbide burs used on bovine dentin. *J Prosthet Dent*, 71(3): 319-323, 1994.

- 119 **Pashley, D. H., Carvalho, R. M.:** Dentine permeability and dentine adhesion. *J Dent*, 25(2560): 355-372, 1997.
- 120 **Pashley, D. H., Horner, J. A., Brewer, P. D.:** Interactions of conditioners on the dentin surface. *Oper Dent*, 17(883): 137-150, 1992.
- 121 **Payton, F. A.:** Temperature rise in teeth developed by rotating instruments. *J Am Dent Assoc*, 50: 629-632, 1955.
- 122 **Perthen:** Betriebsanleitung Perthometer S8P., Feinprüf GmbH, Göttingen, 1984.
- 123 **Pratten, D. H., Johnson, G. H.:** An evaluation of finishing instruments for an anterior and a posterior composite. *J Prosthet Dent*, 60: 154-158, 1988.
- 124 **Qvist, V.:** Marginal adaptation of composite restorations performed in vivo with different acid-etch restorative procedures. *Scand J Dent Res*, 93(149): 68-75, 1985.
- 125 **Radlanski, R. J., Jäger, A., Seidl, W., Steding, G.:** Durchmesser und Anordnung der Prismen im Zahnschmelz - Eine morphologische Untersuchung. *Dtsch Zahnärztl Z*, 43: 1182-1192, 1988.
- 126 **Ratanapridakul, K., Leinfelder, K. F., Thomas, J.:** Effect of finishing on the in vivo wear rate of a posterior composite resin. *J Am Dent Assoc*, 118: 333-335, 1989.
- 127 **Rigas, D., Skinner, E., Lindenmeyer, R., Lasater, R.:** Design factors of dental burs as related to cutting effectiveness. *J Dent Res*, 37: 91-94, 1957.
- 128 **Roulet, J. F.:** Benefits and disadvantages of tooth-coloured alternatives to amalgam. *J Dent*, 25(2657): 459-473, 1997.
- 129 **Roulet, J. F.:** Marginal integrity: clinical significance. *J Dent*, 22 Suppl 1: 9-12, 1994.
- 130 **Roulet, J.-F.:** Degradation of dental polymers., Karger, Basel, 1987.
- 131 **Roulet, J. F., Blunck, U.:** Marginal adaptation of compomer Class V restorations in vitro. *J Adhes Dent*, 1(2): 143-151, 1999.
- 132 **Roulet, J.-F., Mettler, P., Friedrich, U.:** Surface roughness and marginal behaviour of experimental and commercial composites: an in vitro study. *J Oral Rehabil*, 11: 499-509, 1984.
- 133 **Roulet, J. F., Reich, T., Blunck, U., Noack, M. J.:** Quantitative margin analysis in the scanning electron microscope. *Scanning Microsc*, 3(441): 147-159, 1989.

- 134 **Roulet, J. F., Reng, R.:** Das Problem des Randschlusses bei Kunststofffüllungen. *Schweiz Mschr Zahnheilk*, 85(198): 1039-1053, 1975.
- 135 **Ruyter, I. E.:** Composites - characterization of composite filling materials: reactor response. *Adv Dent Res*, 2(486): 122-129, 1988.
- 136 **Ruyter, I. E.:** Die chemischen Grundlagen dentaler Adhäsivsysteme. *Phillip J*, 12(1716): 481-488, 1995.
- 137 **Schroeder, H. E.:** Orale Strukturbiologie., Thieme, Stuttgart, 1992.
- 138 **Setcos, J. C., Tarim, B., Suzuki, S.:** Surface finish produced on resin composites by new polishing systems. *Quintessence Int*, 30(3): 169-173, 1999.
- 139 **Shintami, H., Satou, J., Satou, N., Hayashihara, H., Inoue, T.:** Effects of various finishing methods on staining and accumulation of *Streptococcus mutans* HS-6 on composite resins. *Dent Mater*, 1: 225-227, 1985.
- 140 **Siegel, S. C.:** Dental burs - what bur for which application? A survey of dental schools. *J Prosthet Dent*, 8(4): 258-263, 1999.
- 141 **Siegel, S. C., Fraunhofer, J. A.:** Assessing the cutting efficiency of dental diamond burs. *J Am Dent Assoc*, 127(6): 763-772, 1996.
- 142 **Siegel, S. C., von Fraunhofer, J. A.:** Dental cutting: The historical development of diamond burs. *J Am Dent Assoc*, 129(6): 740-745, 1998.
- 143 **Siegel, S. C., von Fraunhofer, J. A.:** Dental cutting with diamond burs: heavy-handed or light-touch? *J Prosthodont*, 8(1): 3-9, 1999.
- 144 **Small, I. C. B., Watson, T. F., Chadwick, A. V., Sidhu, S. K.:** Watersorption in resin-modified glass-ionomer cements: an in vitro comparison with other materials. *Biomaterials*, 19: 545-550, 1998.
- 145 **Söderholm, K. J. M.:** Die hydrolytische Degeneration von Composites. Teil I: Physikalische Grundlagen. *Phillip J*, 5(171): 323-328, 1988.
- 146 **St. Germain, H. A., Meiers, J. C.:** Surface roughness of light-activated glass-ionomer cement restorative materials after finishing. *Oper Dent*, 21(3): 103-109, 1996.
- 147 **Steegmeyer, G.:** Schleifleistung und Abnutzung zahnärztlicher Diamantschleifkörper. *Phillip J*, 8(1): 34-39, 1991.

- 148 **Stettmaier, K., Kinder, J., Vahl, J., K.-J., R.:** Untersuchung des thermischen Verhaltens von Schmelz, Dentin und ausgewählten Dentalwerkstoffen. *Dtsch Zahnärztl Z*, 33: 474-476, 1978.
- 149 **Svanberg, M., Mjör, I. A., Orstavik, D.:** Mutans streptococci in plaque from margins of amalgam, composite, and glass-ionomer restorations. *J Dent*, 69(503): 861-864, 1990.
- 150 **Swartz, M. L., Phillips, R. W., Clark, H. E.:** Long-term F release from glass ionomer cements. *J Dent Res*, 158-160: 158, 1984.
- 151 **Swift, E. J.:** Effects of glass ionomers on recurrent caries. *Oper Dent*, 14(312): 40-43, 1989.
- 152 **Swift, E. J., Perdigao, J., Heymann, H. O.:** Bonding to enamel and dentin: a brief history and state of the art, 1995. *Quintessence Int*, 26(1533): 95-110, 1995.
- 153 **Tay, W. M., Braden, M.:** Thermal diffusivity of glassionomer cements. *J Dent Res*, 66: 1040-1045, 1987.
- 154 **Taylor, M. J., Lynch, E.:** Microleakage. *J Dent*, 20(712): 3-10, 1992.
- 155 **Torstenson, B., Brännström, M.:** Contraction gap under composite resin restorations: effect of hygroscopic expansion and thermal stress. *Oper Dent*, 13(336): 24-31, 1988.
- 156 **Vinski, I.:** Two hundred and fifty years of rotary instruments in dentistry. *Br Dent J*, 146(7): 217-223, 1979.
- 157 **Viohl, J.:** Die Vibrationsschwelle am menschlichen Zahn. In *Normal-, hoch- und höchsttouriges Bohren und Schleifen von Zahnhartsubstanzen.*, pp. 124-133. Edited by Eichner, K., München, Hanser, 1966.
- 158 **Voß, A., Hickel, R.:** Nachuntersuchung von zervikalen Glasionomerzement- und Kompositfüllungen. *Dtsch Zahnärztl Z*, 43: 944, 1988.
- 159 **Walsh, J. P.:** Critical review of cutting instruments in cavity preparation: I. diamond stone. *Int Dent J*, 4(1): 36-43, 1953.
- 160 **Ward, M. T., Tate, W. H., Powers, J. M.:** Surface Roughness of Opalescent Porcelains after polishing. *Oper Dent*, 20: 106-110, 1995.

-
- 161 **Watson, T., Sidhu, S., Griffiths, B., Hunt, P. R.:** Ionomers vs. composites at the tooth interface. In *Glass ionomers: the next generation. Proceedings of the 2nd international Symposium on Glass Ionomers, Philadelphia.*, pp. 123-130. Edited by Hunt, P. R., Philadelphia, International Dental Symposia, PC, 1994.
- 162 **Watson, T. F., Cook, R. J.:** The influence of bur blade concentricity on high-speed tooth-cutting interactions: a video-rate confocal microscopic study. *J Dent Res*, 74(11): 1749-1755, 1995.
- 163 **Weitman, K. C., Eames, W. B.:** Plaque accumulation on composite surfaces after various finishing procedures. *J Am Dent Assoc*, 91: 101-106, 1975.
- 164 **Westland, I. A.:** The energy requirement of the dental cutting process. *J Oral Rehabil*, 7(1): 51-63, 1980.
- 165 **Wilder, A. D., Swift, E. J., May, K. N., Thompson, J. Y., McDougal, R. A.:** Effect of finishing technique on the microleakage and surface texture of resin-modified glass ionomer restorative materials. *J Dent*, 28(5): 367-373, 2000.
- 166 **Willems, G., Lambrechts, P., Braem, M., Vanherle, G.:** Classification of composites. In *State of the art on direct posterior filling materials and dentin bonding.*, pp. 77-105. Edited by Vanherle, G.; Degrange, M.; and Willems, G., Leuven, Van der Poorten, 1993.
- 167 **Willems, G., Lambrechts, P., Braem, M., Vanherle, G.:** Composite resins in the 21st century. *Quintessence Int*, 24(1218): 641-658, 1993.
- 168 **Williams, V. D., Svare, C. W., Aquilino, S. A.:** Duration of tooth storage vs. potential for dentinal adhesive bonding. *J Dent Res*, 63(232): 276-281, 1985.
- 169 **Wilson, A. D., Kent, B. E.:** A new translucent cement for dentistry: the glass-ionomer cement. *Br Dent J*, 132: 133-135, 1972.
- 170 **Wilson, A. D., Prosser, H. J.:** A survey of inorganic and polyelectrolyte cements. *Br Dent J*, 157: 449-454, 1984.
- 171 **Wilson, F., Heath, J. R., Watts, D. C.:** Finishing composite restorative materials. *J Oral Rehabil*, 17(1): 79-87, 1990.
- 172 **Wilwerding, T., Aiello, A.:** Comparative efficiency testing 330 carbide dental burs utilizing Macor substrate. *Pediatr Dent*, 12(3): 170-171, 1990.
- 173 **Woolford, M. J.:** Finishing glass polyalkenoate (glass-ionomer) cements. *Br Dent J*, 165(11): 395-399, 1988.

- 174 **Xu, H. H. K., Kelly, J. R., Jahanmir, S., Thompson, V. P., Rekow, E. D.:** Enamel subsurface damage due to tooth preparation with diamonds. *J Dent Res*, 76(10): 1698-1706, 1997.
- 175 **Yap, A. U., Tan, S., Teh, T. Y.:** The effect of polishing systems on microleakage of tooth coloured restoratives: Part 1. Conventional and resin-modified glass-ionomer cements. *J Oral Rehabil*, 27(2): 117-123, 2000.
- 176 **Yio, K. H.:** The comparison of the fluoride uptake and release of a compomer and light-cured glass ionomer cements. *J Dent Res*, 74: 434-438, 1995.
- 177 **Yu, X. Y., Wiczowski, G., Davis, E. L.:** Influence of finishing technique on mikroleakage. *J Esthet Dent*, 2: 142-144, 1990.

9 ANHANG

9.1 Meßergebnisse der Profilometrie

In den folgenden Tabellen sind die Meßergebnisse der Profilometrie aufgeführt.

Folgende Abkürzungen finden Anwendung:

Ra1: Mittenrauhwert nach grober Ausarbeitung in μm

Ra2: Mittenrauhwert nach feiner Ausarbeitung in μm

Rz1: Gemittelte Rauhtiefe nach grober Ausarbeitung in μm

Rz2: Gemittelte Rauhtiefe nach feiner Ausarbeitung in μm

Ø: Mittelwert der Einzelmessungen innerhalb einer Gruppe

Gruppe 1	Prodigy - Kombifinierer			
Nr.	Ra1	Ra2	Rz1	Rz2
1	1,4	1,4	2,7	3
2	1,6	2,3	3,9	3,9
3	2,1	2,5	4,3	3,5
4	1	0,7	3,1	1,9
5	0,8	0,7	2,5	2,2
6	0,6	0,6	2	2,2
7	0,9	0,8	3,2	2,6
8	1	0,8	2,7	2,8
9	1,2	1,2	2,8	3,8
10	1,8	1,7	4,1	3
Ø	1,24	1,27	3,13	2,89

Gruppe 2	Prodigy - Komet			
Nr.	Ra1	Ra2	Rz1	Rz2
11	1,6	2	3,2	3,5
12	1,5	1,6	4,2	3,2
13	1,2	1,3	4,2	2,9
14	1,5	1,2	3,7	2,9
15	1,5	1,5	3,9	3,6
16	1,3	1	4,9	2,7
17	1,3	0,8	3,8	2,6
18	1,2	0,9	4,6	3,3
19	1,2	0,6	4	2,5
20	1,3	1,3	4,3	3,3
Ø	1,36	1,22	4,08	3,05

Gruppe 3	<i>Prodigy - Intensiv</i>			
Nr.	Ra1	Ra2	Rz1	Rz2
21	2,3	1,6	7,9	3,8
22	1,1	0,8	5,3	2,8
23	1,2	0,7	5,2	3,1
24	1,5	0,8	6,3	2,9
25	1,6	0,9	6,6	3,2
26	1,2	0,7	5,3	2,5
27	1,6	1,5	5,4	3,1
28	0,8	0,5	4,3	2,4
29	1,3	0,8	5,1	2,9
30	1,3	0,7	5,2	2,5
Ø	1,39	0,9	5,66	2,92

Gruppe 4	<i>Dyract - Kombifinierer</i>			
Nr.	Ra1	Ra2	Rz1	Rz2
31	1,4	1,4	3,4	3
32	1,4	1,7	3,2	3,7
33	1,1	1	3	3,1
34	0,7	1,1	2,3	2,7
35	0,7	0,7	2,3	2,4
36	0,7	0,9	2,6	3,4
37	1,1	0,6	2,9	2,5
38	1,4	1	3,9	2,9
39	1,1	1,1	3,2	2,8
40	1,6	1,8	3,8	3,1
Ø	1,12	1,13	3,06	2,96

Gruppe 5	<i>Dyract - Komet</i>			
Nr.	Ra1	Ra2	Rz1	Rz2
41	1,1	1,1	5,3	4,5
42	1,4	1,3	6	4,4
43	1,1	0,9	5,4	3
44	1,1	0,7	5,5	3,8
45	1	0,5	4,8	2,4
46	1,8	1,4	6,7	4,7
47	0,9	0,6	5	2,5
48	1,7	1,2	6	3,4
49	1,1	0,7	5,6	2,8
50	1,4	1,4	5,6	4,7
Ø	1,26	0,98	5,59	3,62

Gruppe 6	<i>Dyract - Intensiv</i>			
Nr.	Ra1	Ra2	Rz1	Rz2
51	1,6	0,9	5,7	3,3
52	1,2	1	4,6	2,9
53	2	1,9	6,7	4,7
54	1,6	1,2	6,7	3,7
55	0,8	0,5	4,3	2,5
56	1	0,6	4,7	2,7
57	1,2	0,8	5,3	3,2
58	1,1	0,6	5,1	2,8
59	1,3	0,8	5	3
60	1,1	0,7	5,3	2,6
Ø	1,29	0,9	5,34	3,14

Gruppe 7	Silux Plus - Kombifinierer			
	Ra1	Ra2	Rz1	Rz2
61	1,1	2,5	3,3	5,1
62	1,8	2,4	6,4	7,9
63	2,4	2	5,1	5,8
64	1,2	1,1	3,4	4,8
65	2,2	2,2	6,9	7,3
66	0,6	0,9	2,6	4,4
67	0,9	1	3,7	4,5
68	0,6	1	2,6	4,9
69	1,4	1	3,9	3
70	1,9	2,3	4,7	7
Ø	1,41	1,64	4,26	5,47

Gruppe 8	Silux Plus - Komet			
	Ra1	Ra2	Rz1	Rz2
71	1,5	1,5	6,8	4,1
72	1,6	1,6	6,2	3,6
73	2,2	1,9	7,9	3,7
74	1,2	0,8	5,3	2,5
75	1,5	0,9	6,7	2,6
76	1,1	0,3	5,5	2
77	1,4	1	6,8	3
78	1,4	0,7	6,5	3
79	1,4	0,7	6,8	3,1
80	1,2	0,8	4,9	3,2
Ø	1,45	1,02	6,34	3,08

Gruppe 9	Silux Plus - Intensiv			
	Ra1	Ra2	Rz1	Rz2
81	1,4	1,4	5,7	3,6
82	1,6	1,5	6	3,2
83	1,8	1,1	6,3	3,2
84	1,3	0,8	5,6	2,9
85	1,3	0,8	5,3	3
86	2,2	1,9	7,3	3,6
87	1,3	0,7	5,4	2,4
88	2	1,8	6,5	4,8
89	1,2	0,7	5,5	3,4
90	1,6	0,9	5,9	2,7
Ø	1,57	1,16	5,95	3,28

Gruppe 10	Fuji LC - Kombifinierer			
	Ra1	Ra2	Rz1	Rz2
91	2,1	1,9	8,4	9,4
92	2,4	2,1	9,8	10,6
93	2,7	2,8	9,1	9,9
94	1,3	1,5	6,4	8,8
95	2,2	1,9	10,1	8,4
96	2,3	1,8	8,9	9,2
97	2,6	2,2	10,7	9,7
98	2,7	2,3	10,1	10,2
99	2	1,8	11,1	9,9
100	2	1,4	8,8	6,6
Ø	2,23	1,97	9,34	9,27

Gruppe 11	<i>Fuji LC - Komet</i>			
	Ra1	Ra2	Rz1	Rz2
101	2,4	2	11,1	6,7
102	2,4	2,4	10,7	8,3
103	2,2	1,9	8	6,9
104	2,5	2,2	9,6	9,3
105	2,2	1,7	9,9	7,5
106	2,7	1,8	12	7,2
107	2,6	2,2	9,6	9,5
108	2,8	2,4	11,1	8
109	2,5	2,5	9,7	9,3
110	2,2	2,2	10,5	9,2
Ø	2,45	2,13	10,22	8,19

Gruppe 12	<i>Fuji LC - Intensiv</i>			
	Ra1	Ra2	Rz1	Rz2
111	2,2	1,7	9,2	6,6
112	1,6	1,4	7,3	6
113	2,5	1,7	13,5	8
114	1,3	0,9	6,7	5,1
115	1,8	1,6	8,3	7,5
116	2,2	1,3	10,3	6,8
117	1,7	1,4	8,2	6,6
118	1,9	2,1	6,7	5,9
119	1,6	1,4	8,9	8,2
120	2	1,7	10,5	7,4
Ø	1,88	1,52	8,96	6,81

9.2 Ergebnisse der quantitativen Randanalyse

Zeichenerklärung:

lfd. Nr.:	laufende Nummer (Zahnnumerierung)
SA:	Schmelz, Kriterium A (perfekter Rand)
SB:	Schmelz, Kriterium B (Randspalt)
SC:	Schmelz, Kriterium C (Randunregelmäßigkeiten)
SD:	Schmelz, Kriterium D (Füllungsrandfraktur)
SE:	Schmelz, Kriterium E (Schmelzrandfraktur)
Ø:	Mittelwert der Gruppe

Die Abkürzungen DA, DB, DC, DD, DE gelten analog für die Randqualitäten im Dentin.

Das Anhängsel „-TC“ an die laufende Nummer kennzeichnet die Ergebnisse nach Temperaturwechselbelastung. Anderenfalls handelt es sich um Ergebnisse vor Temperaturwechselbelastung.

Alle Angaben in Prozent der Gesamtlänge des entsprechenden Schmelz- bzw. Dentinabschnitts.

lfd. Nr.	SA	SB	SC	SD	SE	DA	DB	DC	DD	DE
001	100,0	0,00	0,00	0,00	0,00	91,98	2,46	0,00	5,56	0,00
002	91,60	5,86	2,05	0,00	0,49	67,29	25,81	6,91	0,00	0,00
003	91,59	0,82	6,51	1,08	0,00	68,72	17,49	13,79	0,00	0,00
004	70,97	6,20	6,58	16,25	0,00	74,75	1,14	24,11	0,00	0,00
005	85,30	0,00	10,04	4,66	0,00	74,23	0,00	25,77	0,00	0,00
006	100,0	0,00	0,00	0,00	0,00	78,97	0,00	21,03	0,00	0,00
007	93,21	0,27	6,52	0,00	0,00	87,64	0,77	11,59	0,00	0,00
008	91,83	0,00	8,17	0,00	0,00	86,06	6,03	7,90	0,00	0,00
009	89,25	0,00	10,75	0,00	0,00	80,63	4,07	15,30	0,00	0,00
010	96,12	0,00	3,88	0,00	0,00	85,88	1,19	12,93	0,00	0,00
Ø	90,99	1,31	5,45	2,20	0,05	79,61	5,90	13,93	0,56	0,00

lfd. Nr.	SA	SB	SC	SD	SE	DA	DB	DC	DD	DE
011	94,77	0,00	5,23	0,00	0,00	81,99	0,52	17,49	0,00	0,00
012	86,06	0,00	13,94	0,00	0,00	80,77	0,00	19,23	0,00	0,00
013	83,10	1,05	15,84	0,00	0,00	72,06	26,44	1,49	0,00	0,00
014	93,58	0,83	5,59	0,00	0,00	93,17	0,59	6,24	0,00	0,00
015	100,0	0,00	0,00	0,00	0,00	80,44	0,00	19,56	0,00	0,00
016	92,30	1,71	5,99	0,00	0,00	89,20	1,80	9,01	0,00	0,00
017	100,0	0,00	0,00	0,00	0,00	91,36	0,00	8,64	0,00	0,00
018	95,29	0,00	4,71	0,00	0,00	100,0	0,00	0,00	0,00	0,00
019	92,58	0,00	7,42	0,00	0,00	84,24	3,80	11,95	0,00	0,00
020	100,0	0,00	0,00	0,00	0,00	86,99	0,00	13,01	0,00	0,00
Ø	93,77	0,36	5,87	0,00	0,00	86,02	3,32	10,66	0,00	0,00
021	93,98	0,00	6,02	0,00	0,00	94,69	1,06	4,25	0,00	0,00
022	88,94	0,00	9,82	0,00	1,23	82,34	1,51	16,15	0,00	0,00
023	94,26	0,63	2,46	2,65	0,00	86,16	0,00	13,84	0,00	0,00
024	100,0	0,00	0,00	0,00	0,00	100,0	0,00	0,00	0,00	0,00
025	100,0	0,00	0,00	0,00	0,00	100,0	0,00	0,00	0,00	0,00
026	100,0	0,00	0,00	0,00	0,00	100,0	0,00	0,00	0,00	0,00
027	97,40	0,00	2,60	0,00	0,00	100,0	0,00	0,00	0,00	0,00
028	97,79	0,00	2,21	0,00	0,00	99,48	0,00	0,52	0,00	0,00
029	79,99	0,00	20,01	0,00	0,00	95,88	0,00	4,12	0,00	0,00
030	100,0	0,00	0,00	0,00	0,00	100,0	0,00	0,00	0,00	0,00
Ø	95,24	0,06	4,31	0,27	0,12	95,85	0,26	3,89	0,00	0,00
031	97,48	0,00	2,52	0,00	0,00	94,76	0,00	5,24	0,00	0,00
032	97,31	0,00	2,69	0,00	0,00	93,83	0,00	6,17	0,00	0,00
033	90,85	3,01	6,14	0,00	0,00	83,78	2,44	13,78	0,00	0,00
034	97,20	0,70	2,10	0,00	0,00	99,27	0,00	0,73	0,00	0,00
035	100,0	0,00	0,00	0,00	0,00	90,10	0,00	9,90	0,00	0,00
036	100,0	0,00	0,00	0,00	0,00	100,0	0,00	0,00	0,00	0,00
037	100,0	0,00	0,00	0,00	0,00	93,89	0,00	6,11	0,00	0,00
038	100,0	0,00	0,00	0,00	0,00	100,0	0,00	0,00	0,00	0,00
039	100,0	0,00	0,00	0,00	0,00	100,0	0,00	0,00	0,00	0,00
040	83,73	0,00	16,27	0,00	0,00	100,0	0,00	0,00	0,00	0,00
Ø	96,66	0,37	2,97	0,00	0,00	95,56	0,24	4,19	0,00	0,00

lfd. Nr.	SA	SB	SC	SD	SE	DA	DB	DC	DD	DE
041	90,37	0,00	9,63	0,00	0,00	89,38	0,00	10,62	0,00	0,00
042	100,0	0,00	0,00	0,00	0,00	100,0	0,00	0,00	0,00	0,00
043	100,0	0,00	0,00	0,00	0,00	100,0	0,00	0,00	0,00	0,00
044	99,38	0,00	0,62	0,00	0,00	99,56	0,00	0,44	0,00	0,00
045	100,0	0,00	0,00	0,00	0,00	100,0	0,00	0,00	0,00	0,00
046	97,85	0,00	2,15	0,00	0,00	97,35	0,00	2,65	0,00	0,00
047	100,0	0,00	0,00	0,00	0,00	100,0	0,00	0,00	0,00	0,00
048	100,0	0,00	0,00	0,00	0,00	100,0	0,00	0,00	0,00	0,00
049	100,0	0,00	0,00	0,00	0,00	100,0	0,00	0,00	0,00	0,00
050	93,93	1,56	4,52	0,00	0,00	97,18	1,31	1,51	0,00	0,00
Ø	98,15	0,16	1,69	0,00	0,00	98,35	0,13	1,52	0,00	0,00
051	100,0	0,00	0,00	0,00	0,00	100,0	0,00	0,00	0,00	0,00
052	95,99	0,00	4,01	0,00	0,00	91,85	0,00	8,15	0,00	0,00
053	98,52	0,00	1,48	0,00	0,00	97,39	0,00	2,61	0,00	0,00
054	100,0	0,00	0,00	0,00	0,00	100,0	0,00	0,00	0,00	0,00
055	100,0	0,00	0,00	0,00	0,00	100,0	0,00	0,00	0,00	0,00
056	100,0	0,00	0,00	0,00	0,00	98,72	0,00	1,28	0,00	0,00
057	96,90	0,00	3,10	0,00	0,00	100,0	0,00	0,00	0,00	0,00
058	78,89	0,00	21,11	0,00	0,00	76,61	0,00	23,39	0,00	0,00
059	100,0	0,00	0,00	0,00	0,00	100,0	0,00	0,00	0,00	0,00
060	89,24	0,00	10,76	0,00	0,00	82,91	3,07	14,02	0,00	0,00
Ø	95,95	0,00	4,05	0,00	0,00	94,75	0,31	4,95	0,00	0,00
061	92,91	3,37	3,72	0,00	0,00	96,40	1,73	1,87	0,00	0,00
062	83,88	0,00	7,31	3,65	5,16	81,61	1,52	16,86	0,00	0,00
063	79,02	0,00	20,98	0,00	0,00	83,21	0,00	16,79	0,00	0,00
064	95,67	0,00	4,33	0,00	0,00	94,72	0,00	5,28	0,00	0,00
065	87,68	0,00	12,32	0,00	0,00	84,28	0,00	15,72	0,00	0,00
066	49,56	0,00	23,05	27,39	0,00	96,64	0,00	3,36	0,00	0,00
067	74,38	9,15	12,02	4,45	0,00	59,94	19,42	15,19	5,45	0,00
068	80,59	0,00	19,41	0,00	0,00	83,31	4,07	12,62	0,00	0,00
069	96,13	0,00	3,87	0,00	0,00	80,26	3,67	16,07	0,00	0,00
070	76,44	2,88	7,28	13,40	0,00	76,27	2,53	21,20	0,00	0,00
Ø	81,63	1,54	11,43	4,89	0,52	83,66	3,29	12,50	0,55	0,00

lfd. Nr.	SA	SB	SC	SD	SE	DA	DB	DC	DD	DE
071	100,0	0,00	0,00	0,00	0,00	93,22	0,00	6,78	0,00	0,00
072	96,74	0,00	3,26	0,00	0,00	92,54	0,00	7,46	0,00	0,00
073	100,0	0,00	0,00	0,00	0,00	97,95	0,00	2,05	0,00	0,00
074	98,41	1,59	0,00	0,00	0,00	96,25	2,74	1,01	0,00	0,00
075	84,15	0,00	15,85	0,00	0,00	90,12	0,00	9,88	0,00	0,00
076	100,0	0,00	0,00	0,00	0,00	84,44	0,00	15,56	0,00	0,00
077	96,89	0,00	3,11	0,00	0,00	90,43	0,00	9,57	0,00	0,00
078	100,0	0,00	0,00	0,00	0,00	100,0	0,00	0,00	0,00	0,00
079	100,0	0,00	0,00	0,00	0,00	91,23	2,38	6,39	0,00	0,00
080	83,51	7,88	6,03	2,59	0,00	92,84	0,00	7,16	0,00	0,00
Ø	95,97	0,95	2,82	0,26	0,00	92,90	0,51	6,59	0,00	0,00
081	94,55	0,00	5,45	0,00	0,00	88,52	0,00	11,48	0,00	0,00
082	92,05	0,00	7,95	0,00	0,00	95,84	2,38	1,79	0,00	0,00
083	100,0	0,00	0,00	0,00	0,00	91,85	0,00	8,15	0,00	0,00
084	100,0	0,00	0,00	0,00	0,00	89,97	1,28	8,75	0,00	0,00
085	81,19	0,00	18,81	0,00	0,00	92,24	0,00	7,76	0,00	0,00
086	95,93	0,00	4,07	0,00	0,00	94,18	0,00	5,82	0,00	0,00
087	83,00	0,00	17,00	0,00	0,00	96,60	0,00	3,40	0,00	0,00
088	90,60	0,00	4,68	4,73	0,00	88,03	0,00	11,97	0,00	0,00
089	98,21	0,00	1,79	0,00	0,00	97,34	0,00	2,66	0,00	0,00
090	100,0	0,00	0,00	0,00	0,00	95,15	0,00	4,85	0,00	0,00
Ø	93,55	0,00	5,97	0,47	0,00	92,97	0,37	6,66	0,00	0,00
091	100,0	0,00	0,00	0,00	0,00	100,0	0,00	0,00	0,00	0,00
092	100,0	0,00	0,00	0,00	0,00	100,0	0,00	0,00	0,00	0,00
093	100,0	0,00	0,00	0,00	0,00	100,0	0,00	0,00	0,00	0,00
094	100,0	0,00	0,00	0,00	0,00	98,11	1,89	0,00	0,00	0,00
095	100,0	0,00	0,00	0,00	0,00	85,45	12,06	2,49	0,00	0,00
096	100,0	0,00	0,00	0,00	0,00	91,49	7,74	0,77	0,00	0,00
097	97,39	0,00	2,61	0,00	0,00	97,00	0,00	3,00	0,00	0,00
098	100,0	0,00	0,00	0,00	0,00	100,0	0,00	0,00	0,00	0,00
099	100,0	0,00	0,00	0,00	0,00	100,0	0,00	0,00	0,00	0,00
100	100,0	0,00	0,00	0,00	0,00	100,0	0,00	0,00	0,00	0,00
Ø	99,74	0,00	0,26	0,00	0,00	97,21	2,17	0,63	0,00	0,00

lfd. Nr.	SA	SB	SC	SD	SE	DA	DB	DC	DD	DE
101	100,0	0,00	0,00	0,00	0,00	96,86	0,00	3,14	0,00	0,00
102	95,69	1,22	3,09	0,00	0,00	97,51	0,00	2,49	0,00	0,00
103	60,58	35,17	4,25	0,00	0,00	95,82	0,00	4,18	0,00	0,00
104	100,0	0,00	0,00	0,00	0,00	98,13	1,87	0,00	0,00	0,00
105	100,0	0,00	0,00	0,00	0,00	83,31	10,49	6,20	0,00	0,00
106	100,0	0,00	0,00	0,00	0,00	82,68	0,00	17,32	0,00	0,00
107	100,0	0,00	0,00	0,00	0,00	100,0	0,00	0,00	0,00	0,00
108	100,0	0,00	0,00	0,00	0,00	71,38	0,00	28,62	0,00	0,00
109	91,48	4,44	4,08	0,00	0,00	91,23	3,76	5,01	0,00	0,00
110	81,57	13,72	4,71	0,00	0,00	94,69	0,00	5,31	0,00	0,00
Ø	92,93	5,46	1,61	0,00	0,00	91,16	1,61	7,23	0,00	0,00
111	95,36	3,27	1,37	0,00	0,00	95,27	0,00	4,73	0,00	0,00
112	100,0	0,00	0,00	0,00	0,00	100,0	0,00	0,00	0,00	0,00
113	100,0	0,00	0,00	0,00	0,00	100,0	0,00	0,00	0,00	0,00
114	75,16	22,29	2,55	0,00	0,00	93,80	3,10	3,10	0,00	0,00
115	100,0	0,00	0,00	0,00	0,00	100,0	0,00	0,00	0,00	0,00
116	99,39	0,00	0,61	0,00	0,00	97,89	0,46	1,66	0,00	0,00
117	94,51	3,72	1,77	0,00	0,00	81,43	10,84	7,73	0,00	0,00
118	100,0	0,00	0,00	0,00	0,00	100,0	0,00	0,00	0,00	0,00
119	100,0	0,00	0,00	0,00	0,00	100,0	0,00	0,00	0,00	0,00
120	100,0	0,00	0,00	0,00	0,00	92,76	0,00	7,24	0,00	0,00
Ø	96,44	2,93	0,63	0,00	0,00	96,12	1,44	2,45	0,00	0,00
001-TC	94,76	0,00	5,24	0,00	0,00	74,14	1,05	21,35	3,46	0,00
002-TC	86,98	9,66	3,36	0,00	0,00	48,76	47,94	1,98	1,33	0,00
003-TC	82,32	0,59	17,08	0,00	0,00	46,39	31,45	22,16	0,00	0,00
004-TC	55,06	1,34	27,92	15,68	0,00	67,88	32,12	0,00	0,00	0,00
005-TC	50,15	22,33	21,75	5,77	0,00	80,00	20,00	0,00	0,00	0,00
006-TC	84,89	0,00	15,11	0,00	0,00	36,11	14,07	49,82	0,00	0,00
007-TC	91,38	1,75	6,87	0,00	0,00	61,20	19,38	19,41	0,00	0,00
008-TC	75,32	0,00	24,68	0,00	0,00	49,89	37,62	12,50	0,00	0,00
009-TC	78,28	4,36	17,35	0,00	0,00	51,30	13,53	35,17	0,00	0,00
010-TC	64,12	14,23	16,84	4,80	0,00	61,33	16,80	17,68	4,19	0,00
Ø	76,33	5,43	15,62	2,63	0,00	57,70	23,40	18,01	0,90	0,00

lfd. Nr.	SA	SB	SC	SD	SE	DA	DB	DC	DD	DE
011-TC	71,62	17,45	10,93	0,00	0,00	50,43	37,34	12,23	0,00	0,00
012-TC	84,80	1,93	13,27	0,00	0,00	73,12	4,42	22,46	0,00	0,00
013-TC	89,08	2,09	8,83	0,00	0,00	59,96	32,22	7,82	0,00	0,00
014-TC	75,09	5,64	19,27	0,00	0,00	80,00	20,00	0,00	0,00	0,00
015-TC	92,47	0,00	7,53	0,00	0,00	88,13	2,77	9,10	0,00	0,00
016-TC	78,10	8,84	13,06	0,00	0,00	77,25	12,75	10,00	0,00	0,00
017-TC	83,00	0,00	17,00	0,00	0,00	74,82	1,59	23,60	0,00	0,00
018-TC	88,74	0,00	11,26	0,00	0,00	78,08	5,18	16,74	0,00	0,00
019-TC	90,15	0,00	9,85	0,00	0,00	80,25	1,01	18,74	0,00	0,00
020-TC	93,46	0,00	6,54	0,00	0,00	42,61	53,31	4,08	0,00	0,00
Ø	84,65	3,60	11,75	0,00	0,00	70,46	17,06	12,48	0,00	0,00
021-TC	95,47	0,00	4,53	0,00	0,00	58,75	24,09	17,16	0,00	0,00
022-TC	78,13	13,74	8,13	0,00	0,00	54,00	32,14	13,86	0,00	0,00
023-TC	81,36	0,00	18,64	0,00	0,00	74,49	15,15	10,36	0,00	0,00
024-TC	68,16	13,10	18,74	0,00	0,00	72,17	5,33	22,50	0,00	0,00
025-TC	100,0	0,00	0,00	0,00	0,00	81,53	1,68	16,78	0,00	0,00
026-TC	100,0	0,00	0,00	0,00	0,00	71,44	15,57	12,99	0,00	0,00
027-TC	93,68	0,00	6,32	0,00	0,00	44,07	15,73	40,20	0,00	0,00
028-TC	95,33	0,00	4,67	0,00	0,00	91,45	0,00	8,55	0,00	0,00
029-TC	95,71	0,00	4,29	0,00	0,00	92,51	0,00	7,49	0,00	0,00
030-TC	94,34	0,00	5,66	0,00	0,00	75,78	0,00	24,22	0,00	0,00
Ø	90,22	2,68	7,10	0,00	0,00	71,62	10,97	17,41	0,00	0,00
031-TC	66,93	12,31	20,77	0,00	0,00	88,93	4,67	6,40	0,00	0,00
032-TC	100,0	0,00	0,00	0,00	0,00	86,61	3,64	9,75	0,00	0,00
033-TC	86,26	2,67	11,06	0,00	0,00	92,70	3,87	3,43	0,00	0,00
034-TC	46,12	15,67	38,21	0,00	0,00	97,97	0,00	2,03	0,00	0,00
035-TC	100,0	0,00	0,00	0,00	0,00	75,97	21,57	2,46	0,00	0,00
036-TC	95,09	0,00	4,91	0,00	0,00	95,94	0,00	4,06	0,00	0,00
037-TC	86,63	0,00	13,37	0,00	0,00	93,99	0,00	6,01	0,00	0,00
038-TC	86,31	0,00	13,69	0,00	0,00	89,18	0,00	10,82	0,00	0,00
039-TC	83,15	0,00	16,85	0,00	0,00	92,66	0,00	7,34	0,00	0,00
040-TC	72,72	2,08	25,21	0,00	0,00	90,85	0,00	9,15	0,00	0,00
Ø	82,32	3,27	14,41	0,00	0,00	90,48	3,37	6,15	0,00	0,00

lfd. Nr.	SA	SB	SC	SD	SE	DA	DB	DC	DD	DE
041-TC	96,58	0,00	3,42	0,00	0,00	86,04	3,86	10,11	0,00	0,00
042-TC	90,35	0,00	9,65	0,00	0,00	70,67	0,00	29,33	0,00	0,00
043-TC	100,0	0,00	0,00	0,00	0,00	95,15	0,00	4,85	0,00	0,00
044-TC	83,94	0,00	16,06	0,00	0,00	100,0	0,00	0,00	0,00	0,00
045-TC	100,0	0,00	0,00	0,00	0,00	90,41	0,00	9,59	0,00	0,00
046-TC	100,0	0,00	0,00	0,00	0,00	94,13	0,00	5,87	0,00	0,00
047-TC	67,77	18,66	12,08	0,00	1,49	91,01	0,00	8,99	0,00	0,00
048-TC	100,0	0,00	0,00	0,00	0,00	96,48	0,00	3,52	0,00	0,00
049-TC	100,0	0,00	0,00	0,00	0,00	89,52	0,00	10,48	0,00	0,00
050-TC	0,00	83,01	16,99	0,00	0,00	19,85	26,82	53,33	0,00	0,00
Ø	83,86	10,17	5,82	0,00	0,15	83,33	3,07	13,61	0,00	0,00
051-TC	100,0	0,00	0,00	0,00	0,00	80,96	3,85	15,19	0,00	0,00
052-TC	100,0	0,00	0,00	0,00	0,00	94,67	0,00	5,33	0,00	0,00
053-TC	100,0	0,00	0,00	0,00	0,00	100,0	0,00	0,00	0,00	0,00
054-TC	100,0	0,00	0,00	0,00	0,00	100,0	0,00	0,00	0,00	0,00
055-TC	100,0	0,00	0,00	0,00	0,00	95,63	0,89	3,48	0,00	0,00
056-TC	100,0	0,00	0,00	0,00	0,00	100,0	0,00	0,00	0,00	0,00
057-TC	85,83	4,67	9,50	0,00	0,00	100,0	0,00	0,00	0,00	0,00
058-TC	66,02	6,46	27,52	0,00	0,00	39,11	50,38	10,52	0,00	0,00
059-TC	100,0	0,00	0,00	0,00	0,00	100,0	0,00	0,00	0,00	0,00
060-TC	70,48	4,63	24,88	0,00	0,00	82,40	0,00	17,60	0,00	0,00
Ø	92,23	1,58	6,19	0,00	0,00	89,28	5,51	5,21	0,00	0,00
061-TC	73,10	10,36	16,54	0,00	0,00	29,17	19,74	51,10	0,00	0,00
062-TC	52,87	9,48	21,60	14,69	1,36	18,97	48,20	32,82	0,00	0,00
063-TC	72,45	8,04	11,49	8,03	0,00	17,52	53,79	28,69	0,00	0,00
064-TC	42,35	3,33	54,32	0,00	0,00	8,39	56,33	35,28	0,00	0,00
065-TC	76,52	14,06	8,30	1,12	0,00	68,95	7,90	23,15	0,00	0,00
066-TC	50,55	11,75	3,15	34,55	0,00	42,76	23,52	33,72	0,00	0,00
067-TC	39,69	43,34	16,96	0,00	0,00	47,37	19,88	32,75	0,00	0,00
068-TC	69,06	21,60	9,34	0,00	0,00	53,87	26,98	19,15	0,00	0,00
069-TC	80,16	0,00	19,84	0,00	0,00	87,01	4,13	8,86	0,00	0,00
070-TC	77,03	20,39	2,58	0,00	0,00	59,91	13,00	27,09	0,00	0,00
Ø	63,38	14,23	16,41	5,84	0,14	43,39	27,35	29,26	0,00	0,00

Ifd. Nr.	SA	SB	SC	SD	SE	DA	DB	DC	DD	DE
071-TC	73,97	16,90	9,13	0,00	0,00	20,00	57,37	22,63	0,00	0,00
072-TC	62,81	8,97	28,22	0,00	0,00	21,59	34,28	44,13	0,00	0,00
073-TC	45,70	26,65	27,66	0,00	0,00	7,68	46,19	46,13	0,00	0,00
074-TC	40,86	41,26	17,88	0,00	0,00	5,46	15,21	79,33	0,00	0,00
075-TC	89,71	0,00	10,29	0,00	0,00	0,00	45,57	54,43	0,00	0,00
076-TC	46,01	47,04	1,87	5,08	0,00	2,88	73,93	23,19	0,00	0,00
077-TC	58,23	41,77	0,00	0,00	0,00	20,33	61,81	17,86	0,00	0,00
078-TC	60,68	31,09	8,23	0,00	0,00	27,38	49,82	22,79	0,00	0,00
079-TC	54,51	45,49	0,00	0,00	0,00	10,41	84,26	5,33	0,00	0,00
080-TC	0,00	100,0	0,00	0,00	0,00	5,90	73,68	20,42	0,00	0,00
Ø	53,25	35,92	10,33	0,51	0,00	12,16	54,21	33,62	0,00	0,00
081-TC	52,93	25,72	21,35	0,00	0,00	28,98	42,21	28,81	0,00	0,00
082-TC	68,80	11,34	19,86	0,00	0,00	22,38	65,89	11,72	0,00	0,00
083-TC	68,66	25,68	5,66	0,00	0,00	16,93	46,30	36,77	0,00	0,00
084-TC	69,65	16,96	13,39	0,00	0,00	0,00	84,12	15,88	0,00	0,00
085-TC	68,62	26,56	4,82	0,00	0,00	36,29	37,56	26,15	0,00	0,00
086-TC	44,63	26,25	29,12	0,00	0,00	31,57	54,37	14,06	0,00	0,00
087-TC	77,15	22,85	0,00	0,00	0,00	0,90	91,11	7,98	0,00	0,00
088-TC	29,29	64,49	6,22	0,00	0,00	33,64	46,91	19,45	0,00	0,00
089-TC	44,02	41,53	14,45	0,00	0,00	0,00	80,88	19,12	0,00	0,00
090-TC	76,45	13,01	10,54	0,00	0,00	34,12	49,31	16,57	0,00	0,00
Ø	60,02	27,44	12,54	0,00	0,00	20,48	59,87	19,65	0,00	0,00
091-TC	83,96	15,35	0,69	0,00	0,00	100,0	0,00	0,00	0,00	0,00
092-TC	100,0	0,00	0,00	0,00	0,00	93,71	3,54	2,75	0,00	0,00
093-TC	63,50	5,90	30,59	0,00	0,00	98,18	0,00	1,82	0,00	0,00
094-TC	47,07	33,84	19,09	0,00	0,00	96,15	3,08	0,77	0,00	0,00
095-TC	86,04	10,50	3,46	0,00	0,00	88,91	7,86	3,23	0,00	0,00
096-TC	97,46	2,05	0,49	0,00	0,00	82,78	16,74	0,48	0,00	0,00
097-TC	89,40	4,12	6,48	0,00	0,00	82,94	0,00	17,06	0,00	0,00
098-TC	91,26	4,13	4,60	0,00	0,00	100,0	0,00	0,00	0,00	0,00
099-TC	99,26	0,74	0,00	0,00	0,00	80,00	20,00	0,00	0,00	0,00
100-TC	56,18	35,22	1,56	0,00	7,04	88,94	0,00	11,06	0,00	0,00
Ø	81,41	11,19	6,70	0,00	0,70	91,16	5,12	3,72	0,00	0,00

lfd. Nr.	SA	SB	SC	SD	SE	DA	DB	DC	DD	DE
101-TC	77,82	13,90	4,54	3,73	0,00	96,66	3,34	0,00	0,00	0,00
102-TC	85,16	14,84	0,00	0,00	0,00	100,0	0,00	0,00	0,00	0,00
103-TC	26,92	73,08	0,00	0,00	0,00	100,0	0,00	0,00	0,00	0,00
104-TC	97,04	0,00	2,96	0,00	0,00	91,88	5,34	2,78	0,00	0,00
105-TC	87,08	11,27	1,66	0,00	0,00	96,50	0,00	3,50	0,00	0,00
106-TC	100,0	0,00	0,00	0,00	0,00	90,28	4,83	4,89	0,00	0,00
107-TC	65,20	31,70	3,10	0,00	0,00	83,67	4,06	3,60	8,66	0,00
108-TC	96,38	1,42	2,20	0,00	0,00	64,74	18,94	16,32	0,00	0,00
109-TC	70,91	29,09	0,00	0,00	0,00	55,08	35,35	9,57	0,00	0,00
110-TC	61,40	14,32	24,29	0,00	0,00	90,50	0,88	8,63	0,00	0,00
Ø	76,79	18,96	3,87	0,37	0,00	86,93	7,27	4,93	0,87	0,00
111-TC	81,81	18,19	0,00	0,00	0,00	82,48	17,52	0,00	0,00	0,00
112-TC	90,76	7,77	1,47	0,00	0,00	95,28	0,00	4,72	0,00	0,00
113-TC	100,0	0,00	0,00	0,00	0,00	96,69	0,00	3,31	0,00	0,00
114-TC	66,84	33,16	0,00	0,00	0,00	100,0	0,00	0,00	0,00	0,00
115-TC	83,71	5,20	11,09	0,00	0,00	97,29	2,71	0,00	0,00	0,00
116-TC	100,0	0,00	0,00	0,00	0,00	100,0	0,00	0,00	0,00	0,00
117-TC	84,41	1,87	11,25	2,47	0,00	72,78	25,12	0,00	2,11	0,00
118-TC	100,0	0,00	0,00	0,00	0,00	100,0	0,00	0,00	0,00	0,00
119-TC	84,50	11,71	3,79	0,00	0,00	100,0	0,00	0,00	0,00	0,00
120-TC	91,10	8,90	0,00	0,00	0,00	100,0	0,00	0,00	0,00	0,00
Ø	88,31	8,68	2,76	0,25	0,00	94,45	4,54	0,80	0,21	0,00

9.3 Danksagung

In erster Linie möchte ich mich bei Herrn Professor Dr. Jean-François Roulet für die Überlassung des Dissertationsthemas und die hervorragende Betreuung trotz seines vollen Terminkalenders bedanken. Er war jederzeit bei Problemen und organisatorischen Schwierigkeiten als Ansprechpartner erreichbar und konnte mit nützlichen Vorschlägen weiterhelfen.

Mein weiterer Dank gilt den Mitarbeitern des Forschungslabors der Firma Brasseler in Lemgo, die mich bei den dort durchgeführten Oberflächenmessungen tatkräftig unterstützen und bei Fragen stets ein offenes Ohr hatten. Mein besonderer Dank gilt diesbezüglich Herrn Neudeck, der mir bei einer ausführlichen Betriebsführung die Produktion von Dentalinstrumenten darlegte.

Schließlich bedanke ich mich bei Frau Haase für ihre aufmunternde Unterstützung bei den Arbeiten im Forschungslabor und am Rasterelektronenmikroskop.

9.5 Erklärung

Hiermit erkläre ich an Eides Statt, daß die vorliegende Dissertation von mir selbst und ohne die Hilfe Dritter verfaßt wurde. Sie stellt auch in Teilen keine Kopie anderer Arbeiten dar. Die benutzten Hilfsmittel sowie die Literatur sind vollständig angegeben worden.